

**Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto**



**Análise da influência de palmilhas personalizadas  
na distribuição das pressões plantares e no controlo  
postural**

Fabiane Seger

VERSÃO DE TRABALHO

Dissertação realizada no âmbito do

Mestrado em Engenharia Biomédica

Orientador: Prof. Doutor João Manuel R. S. Tavares

Outubro de 2017

A Dissertação intitulada

**“Análise da Influência de Palmilhas Personalizadas na Distribuição das Pressões Plantares e no Controlo Postural”**

foi aprovada em provas realizadas em 19-10-2017

o júri

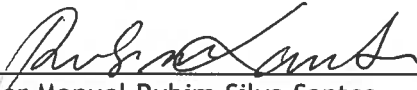
Presidente

  
Prof. Doutor Jorge Alves da Silva

Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Informática da FEUP - U.Porto

  
Prof. Doutor João Manuel Ribeiro da Silva Tavares

Professor Associado c/ Agregação do Departamento de Engenharia Mecânica da FEUP - U. Porto

  
Prof. Doutor Manuel Rubim Silva Santos

Professor Coordenador da Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto

O autor declara que a presente dissertação (ou relatório de projeto) é da sua exclusiva autoria e foi escrita sem qualquer apoio externo não explicitamente autorizado. Os resultados, ideias, parágrafos, ou outros extratos tomados de ou inspirados em trabalhos de outros autores, e demais referências bibliográficas usadas, são corretamente citados.

  
Autor - Fabiane Seger

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto





# Resumo

As palmilhas, quando denominadas de órteses plantares, são dispositivos que ajudam a corrigir problemas plantares, manter o equilíbrio, melhorar o desempenho em atividades desportivas etc. Primeiramente é preciso conhecer o pé para a customização de uma palmilha através de análises de pressões plantares. Através destas análises são retiradas informações importantes sobre o pé, sendo possível detectar problemas relacionados à pisada e diversas doenças que afetam a biomecânica da marcha. Analisar o controlo postural é importante para a avaliação da palmilha, pois é possível perceber se o dispositivo ajuda na manutenção do equilíbrio, assim como são avaliadas as alterações posturais através das variáveis relacionadas ao centro de pressão (COP).

Neste trabalho foram adquiridos dois pares de palmilhas customizadas. Uma palmilha foi produzida através de imagens do pé por intermédio de um aplicativo e sua produção foi por prototipagem rápida. A outra palmilha foi produzida através da digitalização do pé e pela máquina de CNC. As empresas que produziram as palmilhas utilizaram um tipo de software CAD para a manipulação da geometria do pé. Foram realizadas análises de controlo postural e de pressões plantares, utilizando tapete de força e palmilhas de pressão, respetivamente. Os resultados foram analisados através da ferramenta Excel, comparando-os e também analisando os dados obtidos com o trabalho prático anterior e com os dados da literatura. Foi possível verificar através dos resultados que as palmilhas diminuíram consideravelmente as pressões plantares comparando com os resultados anteriores e a palmilha produzida por CNC teve uma melhor distribuição plantar, além de promover uma melhor distribuição do peso do indivíduo entre os dois pés. Contudo os controlos posturais para estas duas palmilhas foram menores do que os obtidos nos testes anteriores com a palmilha convencional e com a palmilha produzida por termo modelação. As palmilhas produzidas tiveram a instabilidade aumentada, possivelmente até que os músculos antes inutilizados se acomodem com a nova curvatura, principalmente do arco plantar, conforme indica a literatura.

Concluiu-se que o uso de palmilhas personalizadas e da manufatura rápida para a produção de palmilhas é um caminho a ser explorado para a produção de palmilhas, mas como o teste foi realizado com apenas um indivíduo é necessário aumentar o número de pessoas para poder validar.

**Palavras-chaves:** palmilhas personalizadas, pressões plantares, manufatura rápida, pé, controlo postural.



# Abstract

Insoles, also called plantar orthoses, are devices that help correct plantar problems, maintain balance, improve performance in sports activities etc. In order to customize the insole, it is necessary to know the foot, which can be accomplished through analyses of the plantar pressures. Through biomechanical consultations of gait. For a detailed analysis of the control, it is important to see if the device helps maintain balance, as well as to evaluate those in the most advanced variables related to the center of pressure (COP).

In this work two pairs of customized insoles were acquired. One insole was produced through images through the intermediary of an application and its production was designed by rapid prototyping. Another insole was produced by scanning machine and the CNC machine. As companies that produced as insoles used a type of CAD software to manipulated the geometry of the foot. Postural control and plantar pressure analyses were performed, using force tape and pressure insoles, respectively. The results were analysed through the Excel tool, comparing them and also analysing the data obtained with the previous practical work and with the literature data. It was possible to verify with the results that, as insoles decreased considerably, as plantar pressures compared with the previous results and the insole produced by CNC had a better plantar distribution, besides promoting a better distribution of the weight of the individual between the two feet. However, the postural controls for these two insoles were smaller than those obtained in the previous tests with the conventional insole and with the insole produced by thermoforming. The insoles produced had increased instability, possibly until the previously unusable muscles accommodate the new curvature, especially of the plantar arch, as reported in the literature.

It was concluded that the use of customized insoles and quick manufacturing for the production of insoles is a way to be explored for the production of insoles, but since the test was carried out with only one individual it is necessary to increase the number of people to be able to validate.

Keywords: customized insoles, plantar pressures, rapid manufacturing, foot, postural control.



# Agradecimentos

Com os melhores agradecimentos ao meu orientador Prof. Doutor João Manuel R. S. Tavares por me orientar.

À Doutora Andreia Sousa e ao Doutor Manuel Rubim Santos pela disponibilidade e auxílio para fazer as atividades experimentais do trabalho realizado no âmbito da unidade curricular “Trabalhos práticos”.

Ao Pedro Fonseca do LABIOMEF por me auxiliar na atividade experimental da análise da pressão plantar utilizando a palmilha de pressão.

Ao Marcos Vinicius Ruski por me auxiliar na atividade experimental da análise do controlo postural utilizando o tapete de força.

Aos meus pais por estarem sempre presentes para me ampararem mesmo a distância, pois sem a confiança e o amor depositado em mim nada seria possível.

À minha irmã pelos infindáveis conselhos e ajuda para realizar este trabalho.



# Índice

Resumo .....	i
Abstract .....	iii
Agradecimentos .....	v
Índice .....	vii
Lista de figuras .....	x
Lista de tabelas .....	xv
Abreviaturas e Símbolos .....	xvii
Capítulo 1 .....	1
Introdução .....	1
1.1 - Enquadramento .....	1
1.2 - Objetivos .....	2
1.3 - Estrutura do relatório .....	2
Capítulo 2 .....	3
Fundamentos teóricos .....	3
2.1 - Terminologia e planos do corpo humano .....	3
2.2 - Anatomia do pé humano.....	5
2.2.1 - Ossos.....	5
2.2.2 - Articulações .....	7
2.2.3 - Músculos.....	7
2.3 - Arcos plantares .....	8
2.4 - Marcha humana .....	9
2.5 - Deformidades plantares e marchas anormais .....	12
2.6 - Métodos para análise de pressão plantar, controlo postural e análise de marcha.....	15
2.6.1 - Análise quantitativa.....	16
2.6.2 - Análise qualitativa .....	18
2.6.3 - Análise cinética e cinemática.....	19
2.7 - Resumo.....	20
Capítulo 3 .....	21
Estado da Arte.....	21
3.1 - Órteses .....	21
3.2 - Palmilhas .....	22
3.2.1 - Palmilha pré-fabricada e personalizada .....	23
3.2.2 - Tipos de palmilhas.....	25



3.2.3 - Materiais .....	27
3.3 - Processo de personalização da palmilha .....	30
3.3.1 - Captura da geometria do pé .....	31
3.3.2 - Design da palmilha .....	35
3.3.3 Customização da palmilha .....	36
3.3.4 - Mercado das palmilhas produzidas com impressão 3D .....	41
3.3.5 - Custos .....	42
3.3.6 - Patentes .....	43
3.4 - Resumo .....	44
Capítulo 4 .....	46
Trabalho Experimental .....	46
4.1 - Customização das palmilhas .....	46
4.1.1 - Palmilha 1 .....	46
4.1.2 - Palmilha 2 .....	49
4.2 - Análises da pressão plantar e do controlo postural .....	52
4.2.1 - Análise das pressões plantares .....	53
4.2.2 - Análise do controlo postural .....	55
4.3 - Resumo .....	57
Capítulo 5 .....	58
Resultados e Discussão .....	58
5.1 - Análise das pressões plantares .....	59
5.2 - Análise do controlo postural .....	64
5.3 - Análises dos métodos utilizados para produzir as palmilhas .....	71
5.4 - Resumo .....	73
Capítulo 6 .....	74
Conclusões Finais e Perspectivas Futuras .....	74
6.1 - Conclusões Finais .....	74
6.2 - Perspectivas futuras .....	75
Referências .....	77



# Lista de figuras

Figura 2.1 - Corpo humano dividido em planos e direções	4
Figura 2.2 - Movimentos dos calcanhares e dos pés	4
Figura 2.3 - Vista dorsal	6
Figura 2.4 - Vista medial	6
Figura 2.5 - Arco medial longitudinal e arco lateral longitudinal	8
Figura 2.6 - A, ângulo do arco. B, índice da pegada. C, índice do arco. D, índice do comprimento do arco. E, índice do arco truncado. F, índice Staheli e Chippaux-Smirak	9
Figura 2.7 - Evento que resulta no movimento da marcha	10
Figura 2.8 - Representação do ciclo da marcha	10
Figura 2.9 - Comprimento de dois passos e de uma passada	12
Figura 2.10 - Pé na posição neutra, , na posição supinada e pronada	13
Figura 2.11 - Pé esquerdo sofrendo uma eversão e uma inversão	13
Figura 2.12 - Pé normal e sua respectiva pegada	13
Figura 2.13 - Pé cavo e sua respectiva pegada	14
Figura 2.14 - Pé plano e sua respectiva pegada	14
Figura 2.15 - Tapete de força, emed, Novel	16
Figura 2.16 - Palmilha pedar®, Novel	17
Figura 2.17 - Sensores de EMG sem fio e os eletrodos de comunicação	18
Figura 2.18 - Equipamento de podoscopia	19
Figura 2.19 - Análise cinética e cinemática da marcha	19
Figura 3.1 - 1. Comprimento do pé; 2. Comprimento até a articulação metatarsofalângica (MPJ) medial, medida interna; 3. Comprimento até a MPJ lateral, medida externa	31
Figura 3.2 - 4. Largura do ante pé; 5. Largura do pé; 6. Largura do retro pé	31
Figura 3.3 - Aplicação da primeira tira de gaze umedecida com gesso	32

Figura 3.4 - Molde negativo do pé finalizado	32
Figura 3.5 - Captura da geometria do pé pela digitalização do molde negativo de gesso Paris	33
Figura 3.6 - Captura da geometria do pé utilizando caixa de espuma	33
Figura 3.7 - Scanner de caixa de espuma	34
Figura 3.8 - Método de scanner, digitalização do pé	34
Figura 3.9 - Método de scanner numa posição neutra da articulação subtalar	34
Figura 3.10 - Software Correct and Confirm da amfit para design de órteses	36
Figura 3.11 - Fases do processo tradicional e de manufatura rápida para customização de palmilhas	37
Figura 3.12 - Processo de estereolitografia com feixe de laser	38
Figura 3.13 - Processo de modelagem por deposição de material fundido	39
Figura 3.14 - Técnica de sinterização por laser	39
Figura 3.15 - Figuras do passo a passo do aplicativo da Shapecrunch para personalizar as palmilhas	40
Figura 3.16 - Palmilha da marca Podfo®	41
Figura 3.17 - Captura de tela da Gensole. a) Palmilha em branco e ajustável. b) Ajuste da palmilha com a digitalização do pé. c) Desenvolvimento da zona de densidade.	42
Figura 4.1 - a) As posições das fotos dos pés, b.1) Planta do pé direito, b.2) Lateral do pé direito, b.3) Calcanhar direito, b.3) Calcanhar direito	47
Figura 4.2 - Informações adicionais para além das imagens. a) Nível de atividade física, b.1) Regiões de dor do pé esquerdo, b.2) Regiões de dor do pé direito, c) Tipo de calçado que será usado com a palmilha, d) Atividades e necessidades adicionais, e) Informações sobre o remetente	48
Figura 4.3 - Palmilha personalizada pela ShapeCrunch, P1	49
Figura 4.4 - ATOS III Triple Scan, imagem frontal	49
Figura 4.5 - a) Equipamento digitalizando o pé, b) Pé com os pontos	50
Figura 4.6 - Imagens .STL do pé direito em 3 posições	50
Figura 4.7 - Imagens .STL do pé esquerdo em 3 posições	50
Figura 4.8 - Palmilha 2 confeccionada pelo software OrthoFoot 3D	51
Figura 4.9 - Equipamento OrthoCNC que produz as palmilhas TechFeet	51
Figura 4.10 - Palmilha personalizada pela TechFeet, P2	52
Figura 4.11 - a) Palmilha de pressão abaixo do pé esquerdo, b) Palmilha de pressão abaixo do pé direito	53
Figura 4.12 - Demonstração do software novel, para análise do sistema pedar, referente ao resultado da análise de a) MPP da terceira repetição da P2, b) MVP da terceira repetição da P2	54

Figura 4.13 - Plataforma de pressão <i>T plate, medicapteurs</i>	56
Figura 4.14 - Teste do controlo postural a) Medição da área e do comprimento, b) Gráfico em cima sobre o desvio médio-lateral e o gráfico abaixo referente ao desvio ântero-posterior	56
Figura 5.1 - Valores de máxima pressão plantar. a) Palmilha 1, b) Palmilha 2	61
Figura 5.2 - Valores de média presssão plantar a) Palmilha 1, b) Palmilha 2	63
Figura 5.3 - Resultado do segundo teste com a P1	65
Figura 5.4 - Gráfico acima é do desvio médio lateral e o gráfico de baixo representa o desvio ântero-posterior da P1, referente ao segundo teste	66
Figura 5.5 - Resultado do segundo teste com a P2	67
Figura 5.6 - Gráfico acima é do desvio médio lateral e o gráfico de baixo representa o desvio ântero-posterior da P2, referente ao segundo teste	68



# Lista de tabelas

Tabela 1 - Valores de média, em kPa, e desvio padrão para as máximas pressões do pé esquerdo usando a P1 e a P2, mais as suas correlações de Pearson	59
Tabela 2 - Valores de média, em kPa, e desvio padrão para as máximas pressões do pé direito usando a P1 e a P2, mais as suas correlações de Pearson	60
Tabela 3 - Valores de média, em kPa, e desvio padrão para as médias pressões do pé esquerdo usando a P1 e a P2, mais as suas correlações de Pearson	61
Tabela 4 - Valores de média, em kPa, e desvio padrão para as médias pressões do pé direito usando a P1 e a P2, mais as suas correlações de Pearson	62
Tabela 5 - Resultados de média e desvio padrão das repetições realizadas com a P1 e a P2, com as respostas da linha do COP	65
Tabela 6 - Valores de comprimento e área nos testes (T1, T2 e T3) usando a P1	65
Tabela 7 - Resultados das médias e desvios padrões do deslocamento médio – lateral com a P1	67
Tabela 8 - Resultados das médias e desvios padrões do deslocamento ântero-posterior com a P1	67
Tabela 9 - Valores de comprimento e área nos testes (T1, T2 e T3) usando a P2	68
Tabela 10 - Resultados das médias e desvios padrões do deslocamento médio – lateral com a P2	69
Tabela 11 - Resultados das médias e desvios padrões do deslocamento ântero-posterior com a P2	69





# Abreviaturas e Símbolos

## Lista de abreviaturas

3D	3 dimensões
ABS	Acrilonitrila butadieno estireno
AFO	Órtese tornozelo e pé
AM	Manufatura aditiva
AP	Ântero-posterior
CAD	Desenho assistido por computador
CM	Centro de massa
CNC	Usinagem controlada por comando numérico
COP	Centro de pressão plantar
EMG	Eletromiografia
EVA	Etileno acetato de vinila
ETS	Sistema de rastreamento eletromagnético
FDM	Modelação por extrusão de plástico
FO	Órtose do pé
HKAFO	Órtose quadril, joelho, tornozelo e pé
HpO	Órtose do quadril
KAFO	Órtose Joelho, tornozelo e pé
INEGI	Instituto de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial
KO	Órtose do joelho
ML	Médio-lateral
MLA	Arco longitudinal medial
MPP	Máxima pressão plantar
MPJ	Articulação metatarso-falangeal
MPV	Pressão plantar média
MTJ	Articulação mediatarsal
PA	Poliamida
P1	Palmita 1
P2	Palmita 2

PE	Polietileno
PLA	Ácido polilático
PP	Polipropileno
PR	Prototipagem rápida
PU	Poliuretano
SLA	Estereolitografia
SLI	Fatias
SLS	Sinterização a laser
SNC	Sistema nervoso central
STL	Estelitografia
STJ	Articulação subtalar
T1	Teste 1
T2	Teste 2
T3	Teste 3
USA	Estados Unidos da América
USB	Portal universal

#### Lista de símbolos

\$	Dólar
kg	Quilograma
£	Libra
kPa	Quilo Pascal
Hz	Hertz
g/cm <sup>2</sup>	Gramas por centímetro quadrado
%	Porcentagem
mm	Milímetro
mm <sup>2</sup>	Milímetro elevado ao quadrado
mm/s	Milímetro por segundo



# Capítulo 1

## Introdução

### 1.1 - Enquadramento

As órteses plantares são dispositivos usados para razões terapêuticas ou para desporto (Edelstein, Joan and Moroz 2010). As palmilhas são confinadas dentro de sapatos fechados e elas abrangem apenas os pés sem chegar ao tornozelo (Hsu, John D. et al 2008), fornecem suporte mecânico para o corpo, no controlo das posturas (Qu 2015) servem para correção, compensação, proteção e melhoram a qualidade de vida do indivíduo (Chen et al. 2016). Precisam ser suficientemente resilientes para absorver choques, gerar conforto, reduzir e redistribuir as pressões plantares quando necessário (Edelstein, Joan and Moroz 2010).

Para a produção de órteses plantares personalizadas é necessário analisar os pés, verificar se os pés sofrem com pronação, supinação e verificar a altura dos arcos plantares, além da análise da marcha (Whittle 2007). As pressões plantares também fornecem informações importantes sobre a estrutura e as funções do pé para fins de diagnósticos (Oliveira and Tavares 2011). As palmilhas são produzidas em diversos materiais, variando conforme a necessidade, sendo elas macias, semirrígidas ou rígidas (Lockard 1988).

A produção inicia-se com a captura da geometria do pé, manualmente ou por digitalização, dentre outras maneiras; depois passa pela fase de design com correções de negativo e positivo dos moldes ou com o uso de CAD 3D; e finalmente a fase de produção, que pode ser de forma tradicional, mais oneroso, ou por manufatura rápida (Pallari et al. 2009).

## 1.2 - Objetivos

O principal objetivo deste trabalho foi adquirir conhecimento sobre os pés, sobre as órteses plantares, principalmente as palmilhas e familiarizar-se com os processos de customização destas. O objetivo prático será customizar duas palmilhas, uma palmilha utilizando as tecnologias de digitalização 3D para adquirir a geometria perfeita do pé e dos arcos longitudinais e produzi-la com a prototipagem rápida e a outra será uma palmilha controlo, sem o arco plantar, mas também produzida com prototipagem rápida. De seguida serão realizadas análises da influência destas palmilhas na distribuição das pressões plantares e no controlo postural, primeiro analisando se a palmilha com suporte do arco surte algum efeito na redistribuição das pressões para áreas desejáveis, se corrige possíveis desalinhamentos e mantém a articulação subtalar numa posição neutra, em relação a palmilha sem arco como sugerem alguns autores e aumenta o controlo postural. Será verificado se o material utilizado para a customização destas palmilhas serve para estes propósitos e se é confortável e não provoca fricção, pois ainda é restrito o número de materiais disponíveis para estas técnicas e são materiais diferentes dos usados para a produção de palmilhas de forma tradicional. Depois os resultados deste trabalho serão comparados com os resultados do trabalho prático realizado pela mesma aluna no âmbito curricular “Trabalhos Práticos”. Este trabalho tem o intuito de validar o uso da prototipagem rápida na produção de palmilhas, pois se verificar bons resultados a técnica trará muitos benefícios, pois o tempo de produção é mais rápido, há uma liberdade de manufatura muito grande, futuramente será mais barato e o uso destas técnicas é o futuro.

## 1.3 - Estrutura do relatório

Este trabalho é dividido em seis capítulos, além das referências, a fim de apresentar de forma organizada o trabalho que será realizado futuramente.

Neste primeiro capítulo há uma introdução sobre os assuntos que serão abordados.

O segundo capítulo é composto pelos fundamentos teóricos. Foi realizada uma revisão sobre a anatomia e as patologias que podem ser referenciados ao pé humano, revisados os tipos de análises usadas para diferenciar os tipos de pé e seus problemas.

No terceiro capítulo foi realizada uma revisão de literatura referente aos trabalhos futuros. Um breve estudo sobre órteses plantares, com ênfase nas palmilhas, e os tipos de materiais usados para a fabricação. Foi descrito o processo de personalização de maneira tradicional e com técnicas de manufatura rápida. Além de uma pequena referência ao mercado já existente das palmilhas produzidas com impressão 3D e uma análise de custos de palmilhas usando estas técnicas.

No quarto capítulo está descrito todo o estudo experimental, sobre a produção das palmilhas e depois descritas as análises realizadas.

No quinto capítulo se encontram os resultados e as discussões entorno deles, comparando as análises deste trabalho, do trabalho anterior e da literatura.

No sexto e último capítulo foi descrita a conclusão e os trabalhos futuros.

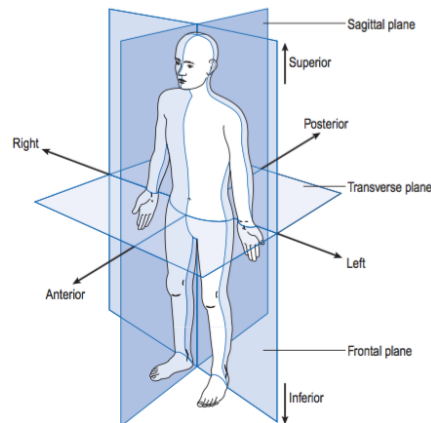
## **Capítulo 2**

### **Fundamentos teóricos**

Neste capítulo serão abordados os fundamentos teóricos sobre os pés, para prosseguir no próximo capítulo com os estudos sobre as órteses plantares. Primeiramente será realizado um estudo sobre os planos invisíveis que o corpo humano é dividido com seus respectivos movimentos e os termos descritivos ou de referência. Depois serão abordadas a anatomia e a fisiologia, os ossos presentes, as articulações, músculos e tendões. Para finalizar será apresentada a biomecânica do pé e a marcha humana.

#### **2.1 - Terminologia e planos do corpo humano**

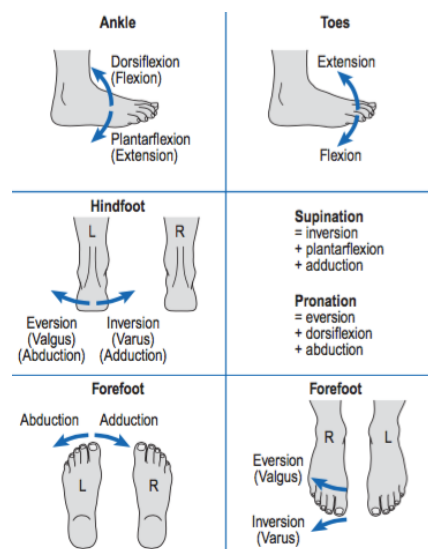
Com o intuito de estudar as terminologias e os planos do corpo humano analisa-se a sua anatomia, o que implica em explorar o corpo em partes, planos e direções. Na posição anatômica o corpo se encontra numa posição ereta, com a possibilidade de separar em planos para direcionar as partes e as regiões do corpo. Na figura 2.1, o plano sagital divide o corpo verticalmente em direita e esquerda. O plano frontal divide o corpo em frente e trás. O plano transversal divide o corpo ao meio horizontalmente em superior e inferior (Seeley, Stephens and Tate 2003).



**Figura 2.1** - Corpo humano dividido em planos e direções (Whittle 2007).

Abaixo se encontram descritos os principais movimentos dos membros do corpo, principalmente do pé e tornozelo em cada plano e na figura 2.2 estão descritos os respectivos movimentos (Whittle 2007):

- Os movimentos que ocorrem no plano sagital são a flexão plantar ou extensão (aumenta o ângulo do segmento corporal em relação ao ponto de origem), hiperextensão (excesso de extensão) e flexão dorsal ou dorsiflexão (diminui o segmento corporal em relação ao ponto de origem). Para os dedos apenas servem os nomes extensão e flexão;
- Os movimentos que ocorrem no plano frontal são a abdução (os membros do corpo de separam) e adução (os membros de aproximam);
- No plano transversal os movimentos são geralmente de rotação, como a pronação e a supinação.



**Figura 2.2** - Movimentos dos calcanhares e dos pés (Whittle 2007).

O movimento valgo e o varo referem-se à angulação em direção à linha média no plano sagital, se o movimento se afasta da linha ou se aproxima, respetivamente. Os movimentos de supinação e pronação serão descritos detalhadamente mais à frente.

Entretanto, os termos descritivos utilizados no ser humano são (Whittle 2007):

- Cefálico para o que for superior, em direção à cabeça, e o contrário caudal;
- Anterior ou ventral para frente do corpo e posterior ou dorsal para a parte de trás do corpo;
- Proximal quando uma extremidade se encontra próxima de uma estrutura e distal o oposto;
- O termo medial usa-se quando é em direção ao meio do corpo e lateral quando em direção oposta.

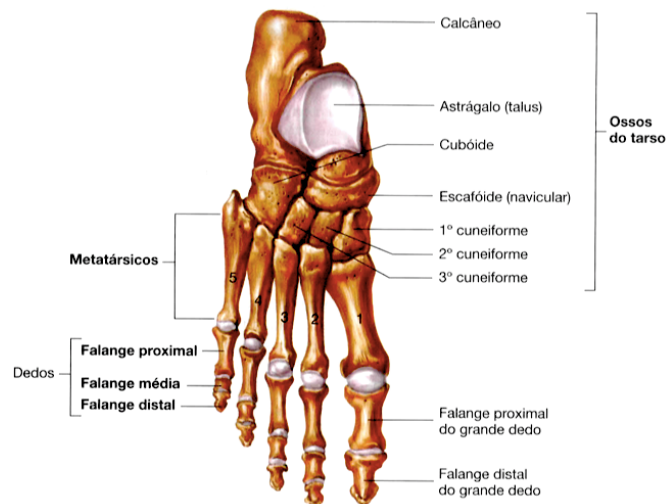
## **2.2 - Anatomia do pé humano**

O pé humano é formado pelo sistema esquelético, muscular, entre outros sistemas. O sistema esquelético proporciona suporte, proteção e movimento ao corpo humano, composto pelos ossos, cartilagens, tendões e ligamentos. O osso é um tecido rígido que serve de suporte ao corpo, como a cartilagem e ligamento, um tecido conjuntivo fibroso que mantém os ossos unidos e varia dependendo do tipo de articulação, a qual é o encontro de dois ou mais ossos. Os tendões inserem os músculos esqueléticos aos ossos e a contração destes músculos geram movimentos do corpo. O sistema esquelético também serve como armazenamento de minerais e gorduras e produz células sanguíneas. Já o sistema muscular permite a manutenção da postura, assim como o movimento do corpo (Seeley, Stephens and Tate 2003).

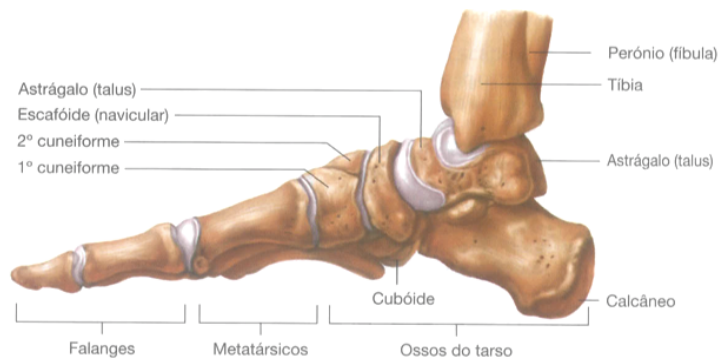
### **2.2.1 - Ossos**

Os pés dão suporte ao sistema postural, servem como uma base de apoio para equilibrar e sustentar o corpo, mantendo-o numa posição bípede, e em conjunto com o tornozelo proporcionam flexibilidade e estabilidade. Eles funcionam como uma alavanca durante a marcha e precisam estar aptos às irregularidades do caminho. Os pés adaptam-se às diferentes superfícies, absorvem o impacto e o choque durante a marcha, na corrida e no salto (Cotoros, Baritz and Stanciu 2011). Cada pé possui 26 ossos, 33 juntas, músculos, tendões e ligamentos para proporcionar suporte ao corpo todo. Os ossos do pé podem ser divididos em ossos do tarso, ossos metatársicos e ossos da falange como podem ser observados na figura 2.3 e 2.4.





**Figura 2.3** - Vista dorsal (Seeley, Stephens and Tate 2003).



**Figura 2.4** - Vista medial (Seeley, Stephens and Tate 2003).

- Os ossos do tarso são: o calcâneo que fornece a estabilidade durante a marcha e proporciona o contato do pé com o solo, funcionando de alavanca ao tendão de Aquiles. O astrálogo, que é o tornozelo. O cuboide, o escafoide e o 1º, 2º e 3º cuneiforme. Todos esses ossos formam a sola do pé;
- Os 5 ossos metatársicos;
- As falanges que se ligam aos metatársicos são as proximais, depois tem mais 5 falanges médias e por último 5 falanges distais. A “bola do pé” é a junção dos metatársicos com as falanges proximais.

Os ossos do pé também podem ser divididos em retro pé, médio pé e ante pé (Whittle 2007):

- Retro pé - constituído pelo osso calcâneo e astrálogo;

- Médio pé - composto pelos ossos cuneiformes, cuboide e navicular, que formam e sustentam o arco do pé, também absorvem o choque originado pelo contato com o solo;
- Ante pé - formado pelos 5 metatársicos e pelas falanges, estas formam os dedos do pé.

A tíbia e o perônio são os ossos da perna, localizados entre o joelho e o tornozelo.

### 2.2.2 - Articulações

As articulações do corpo podem ser cartilaginosas, fibrosas e sinoviais. As articulações do pé são sinoviais e estão ligadas pelos ligamentos e rotacionam nos 3 planos do corpo. O astrágalo juntamente com a tíbia e o perônio formam a articulação tíbia-társica, também conhecida como articulação do tornozelo. Esta articulação é rodeada por uma capsula fibrosa que ajuda a manter a estabilização do corpo e é onde os movimentos de dorsiflexão e flexão plantar que articulam no plano transversal e frontal acontecem (Seeley, Stephens and Tate 2003).

As articulações entre os ossos do pé são: a articulação subtalar (STJ) ou talo calcânea, a qual encontra-se entre o *talus* e o calcâneo, entre os ossos há vários ligamentos e nesta articulação o movimento é de abdução e adução do retro pé no plano frontal, e eversão e inversão no plano sagital. A articulação mediatarsal (MTJ) é entre os ossos do tarso e possui pequenos movimentos no eixo longitudinal com inversão/eversão durante a supinação/pronação e no eixo oblíquo há movimentos no plano sagital e transversal (Pratt 1995). A posição correta para suportar o peso do corpo é a posição neutra da STJ, com eversão máxima da MTJ, desta forma o ante pé e o retro pé estão no mesmo plano (Lockard 1988). A articulação tarso metatarso são entre o cuboide, os cuneiformes e os cinco metatarsos. A articulação metatarso-falangeal (MPJ) é entre um metatarso e uma falange proximal e permite movimentos de adução e abdução. As articulações interfalângicas fazem apenas flexão e extensão dos dedos (Whittle 2007).

### 2.2.3 - Músculos

Os músculos geram os movimentos das articulações. Os músculos podem ser extrínsecos, originados na perna que realizam os movimentos do pé, e músculos intrínsecos do pé, que fazem adução, abdução, flexão e extensão dos dedos (Seeley, Stephens and Tate 2003).

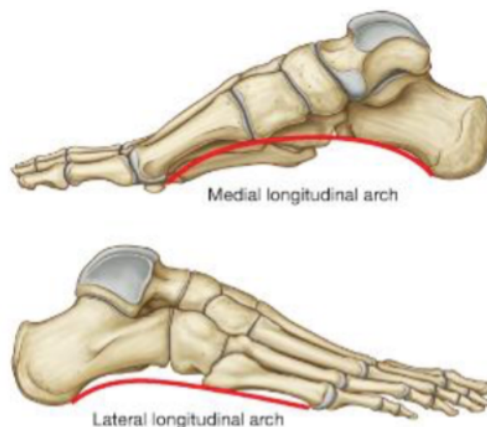
Músculos intrínsecos e seus movimentos:

- Os músculos interósseos plantares e os lombricoides se encontram na camada mais profunda da sola do pé. O primeiro realiza adução do terceiro, quarto e quinto dedo. O segundo músculo age flexionando as falanges proximais e estendendo as médias e distais;

- Músculos adutor e abductor do dedo grande;
- O músculo curto extensor dos dedos age fazendo extensão dos dedos;
- O músculo curto flexor do 5º dedo realiza flexão da falange proximal, o curto flexor comum dos dedos e o curto flexor do dedo grande realizam flexões dos dedos inteiros e respectivos;
- Quadrado de *Sylvius* ou acessório do longo flexor comum dos dedos age flexionando os dedos.

## 2.3 - Arcos plantares

Os arcos plantares são formados pelo conjunto de ossos unidos pelos ligamentos e são fortalecidos pelos músculos. Na figura 2.5 estão representados o arco medial longitudinal (MLA) e o arco lateral longitudinal, de cima para baixo. Os arcos iniciam-se no calcâneo, porém o MLA sobe até o *talus*, depois desce na parte medial do pé pelos cuneiformes, navicular até os 3 metatársicos mediais; logo o arco lateral é o que vai lateralmente pelo cuboide e termina nos dois metatársicos laterais (Whittle 2007). Estas estruturas são formadas no feto e se não ocorrer desta forma o bebê irá nascer com um pé chato ou com achatamento das arcadas (Seeley, Stephens and Tate 2003). A integração dos arcos promove elasticidade estrutural enquanto caminhamos e aumenta a absorção do impacto do pé com o solo, além de aumentarem as funções biomecânicas do pé (Tang et al. 2015).

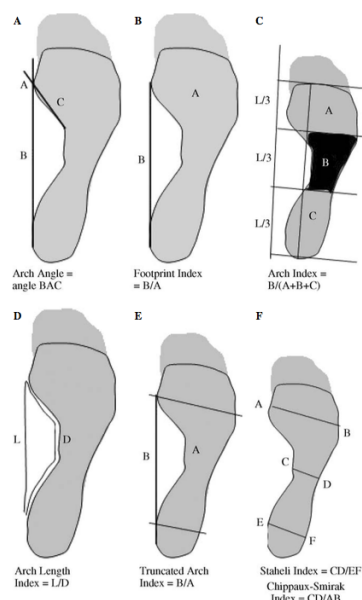


**Figura 2.5** - Arco plantar medial longitudinal e arco lateral longitudinal (Tábuas 2012).

A análise dos arcos é importante para avaliar se há deformidades nos pés, o estudo das deformidades pode levar a diagnósticos importantes. Uma das principais análises é medir o MLA pelo índice do arco que é calculado dividindo a área do médio pé pela área total da pegada (médio pé + retro pé + ante pé), como está presente na figura 2.6 (C) sua determinação também está relacionada

com os fatores genéticos e a idade do paciente. Por este motivo este método não é totalmente aceito, pois há controvérsias de que nem sempre os resultados serão precisos (Wong, Weil and de Boer 2012).

Ademais há outros índices para calcular o MLA, também representados na figura 2.6. São eles: mensuração do ângulo do arco (A), índice do pé (B), comprimento do arco (D), índice do arco truncado (E) e cálculo do índice *Staheli* (F) (Queen et al. 2007).



**Figura 2.6** - A, ângulo do arco. B, índice da pegada. C, índice do arco. D, índice do comprimento do arco. E, índice do arco truncado. F, índice Staheli e Chippaux-Smirak (Queen et al. 2007).

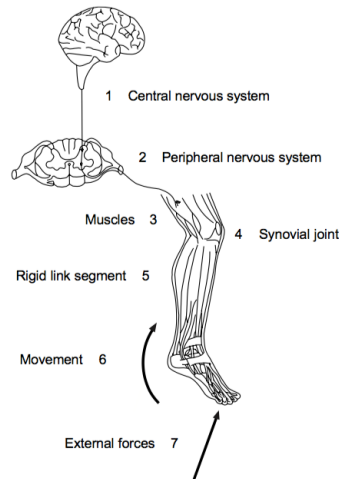
Através da radiografia também é possível analisar o arco. A análise é feita através de uma radiografia lateral, por isto, os ângulos medidos são os longitudinais do pé e a avaliação é realizada com o pé estático (Yalçin et al. 2010). Para uma análise dinâmica é necessário o uso de outros recursos que serão abordados mais a frente.

## 2.4 - Marcha humana

A marcha é o movimento mais frequente do ser humano durante a vida e para proporcionar um equilíbrio e uma adequada estabilização do corpo durante este movimento é necessária uma coordenação do sistema neural e do músculo-esquelético. Os parâmetros da marcha são fundamentais nas análises de indivíduos sãos e patológicos (Wafai et al. 2015). A análise do pé igualmente é essencial para avaliar os mecanismos da marcha e alterações na sua mecânica normal podem influenciar negativamente as funções normais do tornozelo, joelho, quadril e até mesmo das costas (Rosenbaum and Becker 1997).

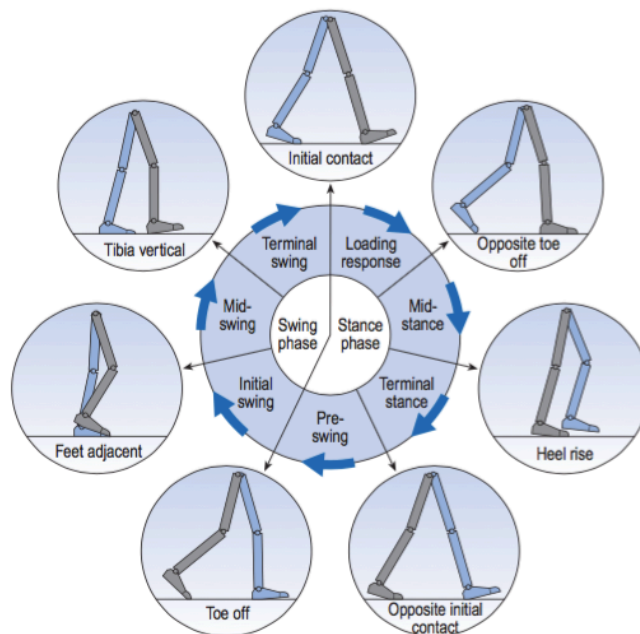
Conforme está descrito em (Vaughan, Davis and O'Connor 1999) e exemplifica-se na figura 2.7, para exercer o movimento de reação das forças e dos momentos contra o solo um registro de comando e ativação da marcha é gerado no sistema nervoso central (1), sinais são enviados para o sistema nervoso periférico (2), depois ocorrem contrações nos músculos (3) que desenvolvem

tensões geradoras de força e momento nas articulações sinoviais (4). Há então uma regulamentação das forças e dos momentos pela ligação dos segmentos rígidos (5), finalizando com o movimento (6) gerado pelas forças de reação do solo (7).



**Figura 2.7** - Evento que resulta no movimento da marcha (Vaughan, Davis and O'Connor 1999).

Segundo (Davis, Öunpuu and DeLuca 2008), um ciclo normal da marcha é constituído por 7 fases. Se a marcha começar a ser analisada a partir do momento em que um determinado pé toca o chão o ciclo irá terminar no momento que este mesmo pé tocar no chão novamente. Um ciclo completo de marcha é denominado de tempo de ciclo e é dividido em tempo de apoio e de rotação, como está representada na figura 2.8. Os movimentos são baseados nos movimentos do pé. O ciclo da marcha é dividido em fases de apoio e oscilação.



**Figura 2.8** - Representação do ciclo da marcha (Whittle 2007).

A fase de apoio corresponde a mais ou menos 60 % do ciclo completo, durante esta fase o pé encontra-se em contato com o solo e suporta o peso do corpo, a começar pelo contato inicial e é depois subdividida em:

- resposta do carregamento;
- apoio médio;
- apoio terminal;
- pré-balanço;

A fase de oscilação corresponde a mais ou menos 40 % do ciclo completo, durante esta fase o pé estará balançando para frente para iniciar uma nova posição, e é subdividida em:

- balanço inicial;
- balanço médio;
- balanço terminal.

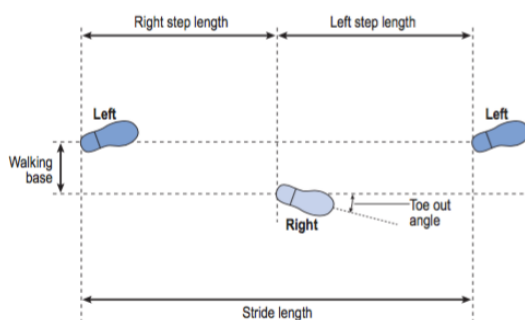
O contato inicial é a resposta do pé em relação ao solo, é o contato do calcanhar com o solo, neste momento o pé fica ligeiramente supinado e normalmente é o local onde há desgaste do calçado. Na resposta do carregamento o pé vai para o chão pela flexão plantar do tornozelo e pronação do pé e finaliza quando o pé oposto sai do chão. O pé está neutro ou em pronação e recebe todo o peso do corpo no momento da oscilação, no qual a perna em oscilação passa a de apoio.

Depois ocorre a elevação do calcanhar do pé da fase de apoio, enquanto os dedos permanecem no chão, tendo uma inversão do retro pé e uma flexão plantar enquanto o peso do corpo é transferido para o outro pé.

O balanço médio inicia quando o pé em movimento está lado a lado com o pé de apoio e termina quando a tíbia estiver vertical em relação ao solo. A posição do tornozelo e do pé é neutra.

O contato inicial oposto finaliza a fase de apoio e inicia a fase de balanço, ou apoio duplo. Na fase adjacente, os pés estão lado a lado e a perna em movimento passa a perna de apoio e no balanço final o calcanhar do primeiro movimento toca o solo (Vaughan, Davis and O'Connor 1999).

A figura 2.9 mostra o posicionamento dos pés no chão no comprimento de dois passos, direita e esquerda, ou seja, no comprimento da passada.



**Figura 2.9** - Comprimento de dois passos e de uma passada (Whittle 2007).

O comprimento dos passos é a distância percorrida durante um ciclo e pode ser medido entre um impacto do calcanhar até o próximo impacto do mesmo calcanhar depois de um ciclo. O comprimento todo faz referencia aos comprimentos da passada do pé direito e do pé esquerdo. Ocorre que num indivíduo normal os comprimentos dos passos serão praticamente simétricos, porém em indivíduos com patologias o passo do lado direito e do lado esquerdo geralmente serão assimétricos. A largura da passada, ou da base, tem poucos centímetros entre os dois pés para indivíduos normais, diferentemente dos indivíduos, por exemplo, que apresentam problemas de equilíbrio, pois estes possuem maiores larguras entre a base dos dois pés. O ângulo do dedão do pé evidencia o grau de rotação do pé, análise que também serve para determinar se há ou não patologias (Vaughan, Davis and O'Connor 1999).

Além das patologias, a marcha também é influenciada pela idade, pois as pessoas mais velhas sofrem os efeitos da idade e possuem uma forma mais lenta ao caminhar. Esta mudança é motivada pela insegurança, pois quando o balanço é mais lento torna-se mais fácil manter o equilíbrio (Whittle 2007).

## 2.5 - Deformidades plantares e marchas anormais

As patologias do pé podem atrapalhar a atividade diária de um indivíduo e, conseqüentemente, interferir na sua qualidade de vida, pois modificam suas principais funções que são o suporte e a absorção de impacto, fazendo com que a marcha seja prejudicada e alterada (Banwell, Mackintosh, and Thewlis 2014). Os desvios de postura muitas vezes estão ligados às patologias do pé e os problemas no sistema postural geram desequilíbrio, instabilidade do tornozelo, tensões no pescoço e costas, sobrecarga funcional, disfunção, degeneração etc (Rosário 2014). Alterações nas funções normais do pé podem interferir na marcha, uma das situações mais comuns que alteram a marcha é a dor causada por uma pressão plantar superior à normal. Por sofrer dores o indivíduo altera a marcha e novas dores podem começar a aparecer, gerando assimetrias entre os pés (Wafai et al. 2015).

A pronação e supinação excessivas estão relacionadas com as rotações do pé que geram um desequilíbrio biomecânico. Nas figuras 2.10 e 2.11 é possível observar as rotações sob um olhar traseiro e um olhar frontal, respetivamente. Na supinação ocorre uma inversão, as solas rotacionam para dentro e ocorre uma flexão plantar com adução. Na pronação, o pé sofre uma eversão onde as

solas apontam para longe da linha média central do pé e gera uma dorsiflexão com abdução (Whittle 2007). Há casos em que a pessoa está sentada e o pé representa ser normal, mas quando se levanta os arcos do pé entram em colapso a cada passo dado e os tornozelos rolam para dentro, este é um exemplo de pronação. O pé com excessiva pronação também pode ser denominado de pé valgo e o pé com excessiva supinação, pé varo (Cotoros et al. 2011).



**Figura 2.10** - Pé pronado, pé na posição neutra e pé supinado (Tábuas 2012).



**Figura 2.11** - Pé esquerdo sofrendo uma eversão e uma inversão (Seeley, Rod. R. et al. 2005).

O pé pode ser diferenciado pelas variações anatômicas de suas estruturas. Relacionando as estruturas dos arcos plantares os pés podem ser denominados de cavo, plano ou normal. No pé normal, figura 2.12, há equilíbrio entre os arcos medial e lateral do pé com o tornozelo e o MLA tem sua altura normal (Oliveira 2013).



**Figura 2.12** - Pé normal e sua respectiva pegada (Pessemador 2016).



O pé cavo, figura 2.13, possui elevação anormal do MLA do pé e sofre uma inversão no retro pé e flexão plantar no ante pé, com tendência a sofrer supinação por utilizar mais a parte externa do pé. Como os arcos do pé cavo são mais altos, a área de apoio diminui e as pressões tornam-se mais concentradas aonde o pé toca o solo. As pessoas com pé cavo tendem a sofrer maiores traumas mecânicos e lesões no joelho (Salles and Gyi 2012a).



**Figura 2.13** - Pé cavo e sua respectiva pegada (Pessemador 2016).

O pé será considerado plano, figura 2.14, quando o MLA for mais plano, ou seja, mais baixo do que o normal, toda ou praticamente toda a sola do pé entra em contato com o solo (Roth et al. 2013). Por consequência do mau alinhamento do pé plano ocorre excessiva pronação, há um alongamento no MLA e nas estruturas plantares e uma compressão na região dorsal e nas estruturas laterais (Shibuya et al. 2014).



**Figura 2.14** - Pé plano e sua respectiva pegada (Pessemador 2016).

A marcha pode ser alterada por desordens no sistema esquelético e neuromuscular, e também por motivos de desconforto em alguma região do pé ou do corpo. Por consequência deste incomodo a pessoa tende a modificar a forma como coloca os pés no chão para que a dor desapareça ou ao menos diminua (Leonard Jr. et al. 1999). Abaixo estão listadas algumas das doenças que afetam a marcha:

- A diabetes aumenta o risco de desenvolver problemas no pé, as úlceras geralmente ocorrem nas áreas de maior peso, com proeminências ósseas e em locais com altas taxas de atrito do pé com os calçados;
- Alterações de Charcot, uma artropatia neurogênica, ocorre destruição da configuração óssea, especialmente no centro do pé (Hicks et al. 1989);
- Paralisia cerebral;
- Mielomeningocele, falha da parte inferior da medula espinhal;
- Doença de Parkinson, que é uma desordem causada pela degeneração dos gânglios basais do cérebro;
- Distrofia muscular;
- Esclerose múltipla (Whittle 2007).

## **2.6 - Métodos para análise de pressão plantar, controlo postural e análise de marcha**

O pé liga-se ao movimento cinemático do corpo variando de um estado estático para um estado dinâmico. Nestes estados e nas mudanças ele precisa manter o equilíbrio de todo o corpo. As funções do pé na caminhada são duas: uma passiva, relacionada com a força de impacto do pé com o solo na forma de amortecimento; e uma função ativa, que transfere as forças do corpo para o solo durante o impulso. A terceira lei de Newton age durante o caminhar, fazendo uma relação de ação e reação do corpo com o solo e vice-versa. Quando se mede forças do pé contra o solo é possível mensurar as quantidades de cargas extremas que o corpo é submetido ao correr, andar, fazer desporto. As cargas são esclarecidas e medidas pelas pressões plantares (Rosenbaum and Becker 1997).

As patologias presentes no pé podem ser geradas pela distribuição assimétrica das pressões plantares (Wafai et al. 2015). As pressões quando altas e irregulares podem causar vários tipos de doenças e deformidades no pé, como dores, calosidades e ulceração (Rosário 2014). Vale ressaltar que onde as pressões plantares são mais intensas pode não ser o local que se encontram as maiores dificuldades e dores, pois o indivíduo tende a mudar seu padrão de marcha para aliviar o local de maior problema (Tábuas 2012). Estas alterações das funções do pé para aliviar as dores colocam os indivíduos em maior desequilíbrio e geram danos ao caminhar. Além de aumentarem a assimetria entre o pé direito e o pé esquerdo (Wafai et al. 2015).

As análises das pressões ajudam a estudar as estruturas e as patologias do pé, auxiliando no diagnóstico, mas também ajudam na escolha do tratamento, na prevenção e na reabilitação. O

estudo das pressões plantares possibilita desenvolver soluções para melhorar a distribuição destas pressões no dia-a-dia do paciente como, por exemplo, desenvolver um calçado com um design personalizado, desenvolver órteses plantares, como a palmilha (Abdul Razak et al. 2012). Para a área esportiva a análise torna-se importante para estudar a biomecânica da caminhada, no desenvolvimento de calçados e palmilhas mais apropriados para o desporto e, deste modo, evitar futuras lesões (Gomes 2013). Há várias formas de avaliar qualitativamente e quantitativamente as pressões plantares (Wafai et al. 2015).

### 2.6.1 - Análise quantitativa

Os equipamentos atualmente podem ser divididos em plataformas e palmilhas (Rosario 2014). As medidas devem ser exatas e precisas. O parâmetro da exatidão tem relação com o valor medido ao valor real e o parâmetro de precisão tem correlação com a replicação dos resultados obtidos. Estes parâmetros são genéricos e analisam o desempenho global. Os parâmetros são alcançados a partir da frequência de amostragem, resolução em amplitude e espacial, intervalo de medição, *crosstalk* etc (Sousa and Tavares 2007).

#### a) Tapete de força

O tapete de força é composto por medidores de tensão e sensores piezoelétricos e sobre ele são medidos o vetor da força de reação, o torque de reação vertical e o ponto de aplicação do vetor da força, todas as medidas são em relação ao solo. Resumidamente, este tapete mede a força de reação do solo por baixo do pé (Davis et al. 2008). Os tapetes oferecem medições de alta resolução e são precisas porque é possível fazer medições plantares de forma estática e dinâmica. Contudo, na forma dinâmica corre-se o risco de as informações não serem fidedignas com o real caminhar do paciente porque ele precisa primeiro adaptar-se a andar pelo tapete e é fácil alterar o caminhar mesmo sem perceber (Gomes 2013).

O tapete é conectado num computador e este irá guardar e analisar os dados. No momento em que o pé toca o tapete é registrada a quantidade de sensores que foram estimulados, a duração e a força provocada (Tábuas 2012). Um exemplo de um tapete está presente na figura 2.15.



**Figura 2.15** - Tapete de força, emed<sup>®</sup>, Novel (Novel 2016a).

Os tapetes de força analisam para além das pressões plantares. Eles também podem analisar o centro de pressão (COP), para verificar a estabilometria postural a fim de verificar se o indivíduo é pouco ou muito instável nos planos sagital ou fazendo uma avaliação do equilíbrio ortostático (Tábuas 2012) ou se o calçado provoca instabilidade no indivíduo (Sousa et al. 2016). O COP é a localização do vetor força vertical sobre a plataforma de força e é capaz de reproduzir os movimentos do corpo como a velocidade para manter o centro da gravidade, a aceleração, o desvio ântero-posterior e médio-lateral que o vetor sofre, representando a estabilidade do indivíduo (Prieto et al. 1996).

#### b) Palmilha de medição das pressões plantares

A medição é realizada, geralmente, em estudos dinâmicos sobre órteses, palmilhas e calçados não ortopédicos. Por este motivo este sistema de medição é muitas vezes mais fiel aos reais resultados dos centros das pressões plantares do que os tapetes de pressão, pois caracteriza bem o contato do pé com o sapato durante a marcha (Fradet et al. 2009). Contudo, por estar dentro do sapato e ser mais flexível, é possível que haja um deslizamento dos sensores comprometendo os resultados e o suor também pode danificar os sensores. Além disso, há menos sensores do que no tapete (Gomes 2013). Essas palmilhas fornecem dados sobre a força vertical exercida no caminhar num tempo controlado o que resulta em uma imagem mais verídica das pressões plantares nos movimentos comuns do dia-a-dia, como andar, correr etc. Desta maneira os especialistas podem tirar conclusões mais realísticas das áreas aonde o pé exerce maior pressão, o que torna o nível de confiança mais alto (Martínez-Nova et al. 2007).

As palmilhas funcionam da seguinte maneira: um amplificador de sinal é conectado as palmilhas e um sistema de gravação e armazenamento ficam localizados na cintura do paciente, como mostra na figura 2.16. O amplificador envia dados para um computador por telemetria digital, este possui um alcance de alguns metros, assim é possível fazer uma boa análise do caminhar. Para ter um resultado seguro são necessárias repetições do teste (Martínez-Nova et al. 2007).

Este dispositivo é portátil por isto é possível que as situações sejam monitoradas nos ambientes de trabalho ou de desporto, por isso tornam os dados ainda mais fiáveis por se tratar de situações corriqueiras do dia-a-dia (Rosenbaum and Becker 1997).



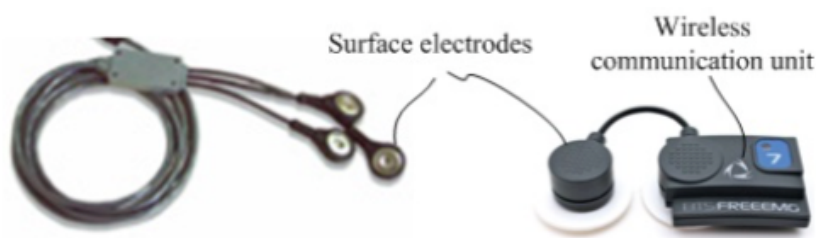
**Figura 2.16** - Palmilha pedar®, Novel (Novel 2016b).

(Wafai et al. 2015) em seu trabalho concluiu que as o uso deste tipo de dispositivo é útil para detecção precoce de lesões plantares e podem servir de apoio a tratamentos eficazes.

### c) Sensores de eletromiografia

A análise da marcha usa diversos tipos de sensores e sistemas de movimento para verificar o ciclo da marcha como o acelerômetro, sistema de rastreamento eletromagnético (ETS), o tapete de pressão, o sensor de força e os sensores de eletromiografia (EMG).

Para entender completamente bem a marcha do indivíduo é preciso saber quais são os músculos que são contraídos durante as diferentes fases da marcha e para isto pode-se fazer uso do EMG. O EMG executa uma medida indireta da atividade dos músculos usando elétrodos de superfície ou de arame, que são como sensores que detetam potenciais de tensão e fornecem informações sobre o tempo e a intensidade da contração muscular através de uma representação gráfica da atividade elétrica do músculo, na figura 2.17 é apresentada um exemplo de EMG. Os elétrodos de fio são usados quando são necessárias as informações de um determinado músculo e é inserida neste músculo uma agulha hipodérmica para medir os dados (Tao et al. 2012).



**Figura 2.17** - Sensores de EMG sem fio e os elétrodos de comunicação (Tao et al. 2012).

### 2.6.2 - Análise qualitativa

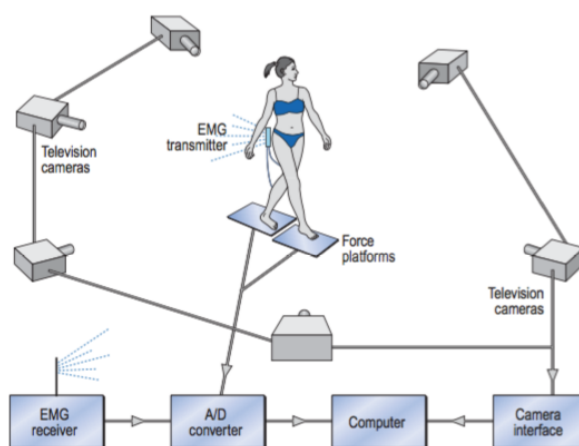
Um exemplo de análise qualitativa é a técnica de podoscopia. Nesta análise é utilizada uma técnica ótica, como o podoscópio, o qual é tradicionalmente constituído por uma caixa de madeira ou aço tampada com um vidro e com iluminação fluorescente na parte interna. Na figura 2.18 há um exemplo de um podoscópio. Na parte inferior tem um espelho num ângulo de orientação de 45° que permite visualizar a superfície do pé. A partir desta técnica é possível detetar visualmente as áreas de maior pressão do pé, mas sem mensurar estas pressões (Tábuas 2012). A medição por podoscopia é útil para avaliar as deformidades do pé, medir os índices do arco visto anteriormente e para um acompanhamento das mudanças plantares de um indivíduo ao longo dos anos (Kadhim, Holmes, and Miller 2012).



**Figura 2.18** - Equipamento de podoscopia (Chuckpaiwong, Nunley and Queen 2009).

### 2.6.3 - Análise cinética e cinemática

O sistema cinético e cinemático é uma combinação do tapete de força, do EMG, com a medição do deslocamento. O tapete realiza uma análise cinética, isto é, faz um estudo sobre as forças internas dos músculos e as forças externas de reação ao solo. A análise cinemática faz a análise do movimento, podendo este ser angular, quando estuda as rotações dos segmentos do corpo, análise do tempo, espaço, velocidade e aceleração. O procedimento se encontra ilustrado na figura 2.19.



**Figura 2.19** - Análise cinética e cinemática da marcha (Whittle 2007).

O indivíduo caminha por tapetes de força para analisar as forças, fazendo uso de um EMG para informar a atividade elétrica dos músculos e de marcadores colocados nos segmentos do corpo que emitem luz para que as câmaras infravermelhas tracem a trajetória destes marcadores, para medir a posição deles.

As informações do EMG são transferidas por wireless para um recetor e enviadas para um computador. A plataforma de força tem seus dados convertidos num conversor analógico-digital (dispositivo que gera uma representação digital a partir de grandezas analógicas) e enviados para um

computador e as informações de localização obtidas pelas câmaras também serão enviadas. Todas as informações são analisadas num software adequado para análise cinética e cinemática da marcha (Whittle 2007).

## **2.7 - Resumo**

Neste capítulo foram revisados os movimentos do pé, sendo eles nomeados a partir da visualização do corpo dividido em planos. Movimentos estes de flexão plantar e dorsiflexão no plano sagital, movimentos de adução e abdução no plano frontal e os movimentos de rotação no plano transversal. Uma investigação sobre a anatomia do pé, seus ossos, as divisões em ante pé, médio pé e retro pé, as articulações e os músculos. De seguida foram abordados os arcos plantares e suas pegadas, pé cavo e plano, dois tipos de denominações de arcos plantares irregulares que geram patologias e interferem na qualidade de vida dos indivíduos, prejudicam e alteram a marcha.

Para dar sequencia aos estudos do pé, foram estudados os movimentos da marcha e a biomecânica. A análise do ciclo da marcha e a análise das pressões plantares reproduzem muitas informações sobre os indivíduos, uma variação da marcha normal, dos comprimentos ou ângulos dos passos podem determinar problemas de saúde e posturais num indivíduo. A verificação das pressões plantares é uma mais valia para diagnósticos, para prevenções de futuros problemas e para servir como base no desenvolvimento de órteses plantares.

As análises podem ser de forma quantitativa e qualitativa, usando o tapete de força, palmilhas de medição das pressões plantares, sensores de eletromiografia e o podoscópio.

## Capítulo 3

### Estado da Arte

Neste capítulo será realizada uma revisão de literatura relacionada com o trabalho prático desta dissertação. Primeiramente há uma abordagem sobre as órteses do membro inferior, com ênfase às órteses plantares e explicações sobre os tipos prescritos para cada indivíduo. Apresentar-se-á em seguida descrições sobre as diversas maneiras usadas no processo de customização das órteses plantares, seus prováveis custos e exemplos de algumas empresas que personalizam palmilhas através da manufatura rápida.

#### 3.1 - Órteses

A órtese é um dispositivo aplicado externamente para melhorar a qualidade do movimento de um indivíduo. Podem ser aplicadas em diferentes locais do corpo, como nos membros superiores e inferiores, neste trabalho daremos destaques a um tipo de dispositivo ortopédico usado no pé, a palmilha. Existem vários tipos de órteses para o membro inferior, como: a órtese para quadril, joelho, tornozelo e pé (HKAFO), joelho, tornozelo e pé (KAFO), tornozelo e pé (AFO) e órtese para o joelho (KO), para o quadril (HpO) e para o pé (FO) (Chen et al. 2016).

A FO tem várias funções, como: servir para correção, compensação, proteção e há, ainda, as que somam o controle funcional com a proteção, sendo indicadas para pessoas de todas as idades que apresentem problemas nos pés ou membros inferiores (Crabtree et al. 2009). Elas podem ser em forma de sapatos, sapatos modificados e palmilhas (pré-fabricadas ou personalizadas). A ortótese escolhida irá depender da necessidade de cada indivíduo, o intuito é dar suporte e apoio ao corpo, aumentar a absorção do choque, oferecer alívio e reduzir as dores que surgem na planta do pé e no corpo proveniente de um não alinhamento esquelético (Lockard 1988). Uma das principais funções de um calçado é manter o equilíbrio do indivíduo, numa interface entre o corpo e a superfície de apoio,



para que não haja o risco de queda. O sapato de salto alto, de salto médio ou até mesmo andar descalço aumenta o risco de instabilidade da marcha (Menant et al. 2008). A confecção personalizada de um calçado inteiro é muito custosa e complexa, por isso a prescrição de uma palmilha corretiva apropriada que pode ser removida de um calçado e colocado em outro é muito utilizado na prática clínica (Yick and Tse 2013).

As órteses plantares personalizadas são abundantemente prescritas por: cirurgiões ortopédicos, podiatras e especialistas em reabilitação (Burns et al. 2006). Os pacientes realizam avaliações em movimento e de forma estática para verificar os tipos de pisada e quais as órteses plantares que necessitam ser prescritas para redistribuir as pressões, minimizar dores, ou, no caso de atletas, prescrever o tipo de sapato ou palmilha para melhorar o desempenho esportivo (Dixon and McNally 2008). Para prescrever são realizadas impressões plantares que reconhecem as patologias podais, como pé cavo, pé plano, pé normal-cavo, pé supinado, pé pronado etc., e a partir destas análises são mensuradas as órteses plantares (Ng 2013).

As pessoas idosas sofrem muito com quedas por perda de equilíbrio que podem estar relacionadas com as superfícies irregulares ou pelo uso de sapatos inadequados. Como dispõem de uma maior dificuldade em manter o equilíbrio ao caminhar, comparado com jovens e adultos, os idosos adotam um padrão de marcha mais lento e reduzem o comprimento do passo, sendo mais conservadores. Mas ainda com todas estas precauções é ideal o uso de calçados que aumentem a estabilidade postural para que o risco de sofrerem algum deslize seja reduzido (Menant et al. 2009).

As palmilhas são indicadas para reduzir e redistribuir a pressão plantar e minimizar problemas plantares, quando associados aos problemas músculo-esqueléticos (Majumdar et al. 2013). Todavia, também são adequadas às pessoas que praticam desporto e intencionam melhorar suas habilidades ou prevenir futuras lesões (Dixon and McNally 2008), assim como para indivíduos que apresentam limitações de mobilidade e anomalias (Salles and Gyi 2012).

Como muitos atletas sofrem com pronação e as atividades podem enfraquecer os arcos, atualmente é comum o uso das palmilhas dentro dos calçados esportivos para dar suporte aos arcos e ao pé em geral (Cotoros et al. 2011). Considerar o conforto também faz com que os atletas consigam correr por um período maior de tempo e as palmilhas fornecem conforto (Salles and Gyi 2012a). Em (Dixon and McNally 2008) as palmilhas revelaram ter uma atuação considerável sobre a cinemática dos membros inferiores durante a corrida.

## **3.2 - Palmilhas**

Qualquer material colocado entre a sola do sapato e o pé e que realize alguma influencia nas forças de pressão que atuem no membro será considerada uma palmilha. A palmilha ortopédica é um tipo de órtese plantar que é usada para realinhar o esqueleto, reduzir choques, fricções e aliviar as áreas que sofrem com pressões excessivas (Oliveira 2013). As palmilhas ortopédicas ajudam também na uniformização do centro gravitacional do corpo e corrigem o balanceamento do pé na forma estática e dinâmica (Pauk et al. 2015).

Hoje em dia há uma ilimitada gama de órteses plantares para diversas necessidades e funções. Existem as palmilhas desportivas especializadas para corredores, as palmilhas desportivas

para os que se exercitam em locais fechados, entre outros tipos de atividades. As palmilhas médicas são prescritas no caso de prevenção de feridas, em diabéticos, para alinhamento do pé e da postura; e há também as palmilhas que servem para gerar conforto quando usadas dentro dos sapatos com design mais fino (Crabtree et al. 2009; Dixon and McNally 2008).

Os diabéticos utilizam muito, pois as inflamações causadas pela doença podem aumentar as lesões nos pés e com o uso de calçados inadequados a formação de úlceras tende a aumentar. A localização mais comum para as úlceras é na região do ante pé, por isso usar palmilhas estofadas nesta região servirá para ajudar no alívio do desconforto (Oliveira 2013).

Do mesmo modo as palmilhas proporcionam alívio às dores recorrentes das pressões irregulares do pé, e atuam com o propósito de ajudar a reduzir as forças de atrito e cisalhamento que ocorrem durante a marcha, entre a meia ou palmilha e os pés, pois estas fricções causam bolhas, calos, úlceras e trauma na pele. Indivíduos que possuem dificuldade para mudar o peso de lado tendem a sofrer com essas forças de cisalhamento. Também servem de apoio às articulações e assim diminuem a necessidade de o pé compensar a deformidade estrutural ou alinhamento da perna, porque quando há desalinhamento da articulação, isto é, quando o pé não está plano em relação ao solo, a palmilha compensa de forma a alinhar todas as partes do pé com palmilhas de grossuras diferentes. Por este motivo é sugerido como forma de tratamento para problemas posturais (Lockard 1988) considerando que uma biomecânica adequada do pé ajuda a manter uma postura ereta e consequentemente uma distribuição simétrica das pressões plantares, com um controle postural na forma estática e na marcha (Rosário 2014).

As palmilhas também são favoráveis para pessoas com deformidades *Hálux Valgo*, conhecida como joanete, isto é, quando o grande dedo do pé angula lateralmente em direção ao segundo dedo, neste caso o uso de palmilhas corrige a biomecânica do pé e neutraliza as forças que originam o joanete e minimizam as dores e desconfortos (Ng 2013). Ajudam a aliviar os sintomas e o agravamento (Cotoros et al. 2011).

As palmilhas ortopédicas pediátricas são usadas por crianças com pés flexíveis para proteger os membros durante a fase de crescimento, pois as palmilhas tendem a suavizar as deformidades estruturais mantendo o calcanhar reto e estimulando a supinação (Tang et al. 2015).

### 3.2.1 - Palmilha pré-fabricada e personalizada

As palmilhas podem ser personalizadas ou pré-fabricadas. As pré-fabricadas são produzidas em grande escala seguindo um padrão e as personalizadas são customizadas para um determinado indivíduo. Abaixo verificamos alguns fatores importantes que diferenciam ambas.

#### a) Palmilha pré-fabricada

Estas palmilhas possuem uma gama de tamanho limitada, uma geometria limitada que não corrige a biomecânica específica do paciente. Um ponto positivo para elas é que o baixo custo em relação as customizadas, e as vezes o problema ou a necessidade não vale o custo de uma personalizada (Crabtree et al. 2009).

As palmilhas pré-fabricas não possuem certos requisitos que são observados nas palmilhas personalizadas. Elas, geralmente, possuem o arco muito baixo e com um material muito macio por isso podem não suportar e não dar resistência suficiente às articulações do arco medial sem desempenhar um total controle do retro pé. Outro problema observado é a falta de suporte do calcanhar na palmilha por ser raso, fazendo com que os pés às vezes escorreguem para fora da palmilha, diminuindo a estabilidade e limitando o impacto (Majumdar et al. 2013). Em relação ao suporte do calcanhar alguns calçados possuem um solado com gel que diminui o impacto em relação ao solo.

#### b) Palmilha personalizada

As palmilhas personalizadas apresentam o tamanho e o contorno adequado aproximando-se de a morfologia da superfície plantar. Porque possuem o suporte de calcanhar necessário (baixo, elevado, almofadado) e o arco da palmilha é de acordo com o arco plantar da pessoa (Menz 2009). A produção da palmilha personalizada tem uma maior liberdade de manufatura, no quesito geométrico e na escolha do material. Ter um formato ideal para cada tipo de pé é sem dúvida um fator primordial para proporcionar um maior conforto às pessoas (Salles and Gyi 2012a).

Uma palmilha personalizada, também pode ser uma palmilha pré-fabricada, porém ela é modificada no momento da aquisição e passa a ser denominada de personalizada (Crabtree et al. 2009). Como, por exemplo, as palmilhas da FootBalance, elas são pré-moldadas sendo definitivamente moldadas e personalizadas após a escolha da palmilha. A palmilha escolhida é aquecida num forno a 80° e depois o indivíduo fica em pé e estático sobre ela e uma espuma para ajudar a moldar com o peso do corpo para finalizar e modelar a palmilha de acordo com o pé (Footbalance 2016).

Conforme se encontra descrito em (Oliveira 2013) as palmilhas personalizadas são capazes de manter por mais tempo o seu efeito em relação às pré-fabricadas, ajudam o indivíduo a andar mais rápido, com maior estabilidade e, conseqüentemente, com menor gasto de energia.

Para (Tenten-Diepenmaat et al. 2016) os problemas relacionados ao pé devem ser geridos através de palmilhas feitas sobre medida, para que aja uma redistribuição plantar adequada. Depois da redistribuição das pressões das áreas mais dolorosas as dores ficarão menos intensas e melhorará a qualidade de vida. A palmilha redistribuirá padrões de peso para maior conforto e proteção, sendo assim a geração de um peso maior na área de rolamento é eficaz para reduzir das pressões plantares em regiões dolorosas nos pés.

As palmilhas personalizadas podem ser produzidas com cunhas, ou seja, a parte do calcanhar inclinada, como um salto, e a parte dianteira ser mantida plana, a cunha serve para realinhar o pé durante a marcha, girando o retro pé em relação ao resto do pé (Pallari et al. 2010).

No estudo realizado por (Hellstrand Tang et al. 2014), onde compararam a pressão plantar em pacientes com diabetes usando três tipos de palmilhas, uma delas pré-fabricada e as outras duas palmilhas customizadas. As customizadas tiveram uma pressão significativamente menor no calcanhar do que usando as palmilhas pré-fabricadas. Para os estudiosos a relação da pressão no

calcanhar é devido ao processo de fundição que leva a uma moldagem mais apertada no contorno do calcanhar, recomendando que os pacientes que precisam reduzir as pressões no calcanhar devam usar palmilhas personalizadas.

Logo, em (Paton et al. 2012) foram realizadas comparações entre palmilhas customizadas e pré-fabricadas para reduzir o risco de úlceras no pé em pessoas com diabetes neuropática. As duas palmilhas ocasionaram uma redução de pressão plantar similares e, por isso, concluíram que o custo para personalizar a palmilha usada no estudo não valeria tanto a pena para reduzir as pressões nos pés de pacientes com úlceras ocasionadas por diabetes neuropática. Assim como estudos realizados por (Redmond, Landorf and Keenan 2009) em que as palmilhas personalizadas não demonstram uma diminuição estatisticamente diferente da pressão plantar da pré-fabricada.

### 3.2.2 - Tipos de palmilhas

As órteses podem ser classificadas de várias maneiras e uma delas é de acordo com a rigidez e isto depende dos materiais em que são confeccionadas. Neste caso as palmilhas são denominadas de macias, semirrígidas e rígidas (Lockard 1988):

#### a) Palmilhas macias

As palmilhas macias são normalmente usadas para amortecer o choque, amortecer o impacto em pessoas com limitações das articulações, diminuir a fricção e as pressões nos tecidos plantares (Hicks et al. 1989). São feitas com materiais macios ou de baixa dureza, precisam ter no mínimo 3 mm de espessura e geralmente são moldadas a frio, o que equivale a pouco tempo de vida por não poderem ser remodeladas para não perderem a eficácia (Lockard 1988).

O uso de palmilhas macias por idosos pode aumentar a probabilidade de quedas, pois com seu uso é necessária uma maior atividade muscular para manter a estabilidade (Iglesias, Vallejo and Peña 2012). Pois as palmilhas mais macias diminuem o *feedback* somatossensorial e não aumentam a estabilidade postural (Qu 2015).

Indivíduos com pé plano tem maior tendência a sofrer uma eversão do retro pé por falta do arco longitudinal o que leva a uma incapacidade de absorver o choque e isto proporciona lesões nas costas e nos pés. As palmilhas para este tipo de problema são as palmilhas mais suaves (Salles and Gyi 2012a).

#### b) Palmilhas semirrígidas

As palmilhas semirrígidas oferecem alguma suavidade, porém é mais utilizada para alinhar os pés que estão desalinhados, para trazer alívio às áreas plantares que estão sujeitas a sofrer com altas pressões e equilibrar o pé numa posição neutra (Saleh 2013).

As palmilhas semirrígidas precisam ser moldadas e podem ser remodeladas em altas temperaturas, são fabricadas com materiais termoplásticos de baixa temperatura e com durómetros,

numa combinação de palmilha macia com palmilha rígida. Por serem remodeladas têm um tempo de vida maior do que as palmilhas macias.

As palmilhas esportivas geralmente são de material semirrígido, pois permitem flexibilidade e absorção ao choque, ao mesmo tempo em que alinham e apoiam o pé desalinhado, o que é desejável para o alto impacto (Lockard 1988). No desporto uma palmilha macia não proverá apoio suficiente e uma palmilha rígida não suavizará o impacto ao atleta (Crabtree et al. 2009).

### c) Palmilhas rígidas

As palmilhas rígidas controlam os movimentos das pernas e dos pés anormais, causados pelo mau alinhamento das juntas, e proporcionam estabilidade articular. Devem ser usadas concomitantemente com calçados que ofereçam algum amortecimento durante o impacto, pois as palmilhas rígidas não oferecem impacto. São usadas geralmente para caminhar e principalmente para uma correção elevada, raramente para desporto (Lockard 1988), pois estabilizam o retro pé e reduzem os movimentos excessivos na marcha (Yick and Tse 2013).

O uso das palmilhas rígidas fornece suporte para o arco e o calcanhar, conseguem um máximo controlo do movimento, uma alta correção biomecânica e limitam a pronação anormal causada por deformidades do pé (Yick and Tse 2013). Os indivíduos com o pé cavo, os quais possuem o arco longitudinal mais rígido e com inversão no retro pé, que geram cargas excessivas nas laterais e com pressões mais elevadas nas regiões aonde o pé encosta no solo, tem as palmilhas rígidas como sendo as ideais (Salles and Gyi 2012a).

O objetivo do estudo de (Qu 2015) foi verificar os efeitos de palmilhas na estabilidade postural de idosos. Selecionada uma palmilha texturizada (feita com poliéster e EVA, etileno acetato de vinila), uma rígida (poliuretano e EVA), uma palmilha com formato de concha no calcanhar (poliéster e esponja de uretano) e uma macia (espuma). A palmilha com a lateral do calcanhar mais alta apresentou dar maior estabilidade aos usuários na direção AP, pois uma palmilha com borda melhora o *feedback* somatossensorial, desta forma pode-se também explicar mecanicamente que as bordas poderiam fazer mais força para que a direção do corpo se estabilizasse. No mesmo trabalho, (Qu 2015) concluiu que as palmilhas texturizadas não surtem um efeito real na estabilidade em teste com o olho aberto e as palmilhas rígidas provaram ter maior controle na estabilidade do que as macias, pois com o uso destas é necessário ter uma maior atividade muscular no caminhar para poder neutralizar a postura. As rígidas proporcionam um maior apoio mecânico em momentos de desníveis e assim mantém a estabilidade durante a marcha por preservarem o pé numa posição mais neutra e por isto mais estável. Ocorre que as palmilhas macias tendem a acomodar mais o pé, aumentando a instabilidade e podem reduzir as sensações cutâneas geradas na sola do pé, gerando alívio de dores.

Na investigação de (Iglesias, Vallejo and Peña 2012) foram realizados testes, de olhos abertos e fechados, para avaliar o controlo postural de idosos saudáveis usando palmilhas macias e rígidas em comparação com o pé descalço. Os testes confirmaram uma menor variação do COP quando usadas às palmilhas, pois aumentam o contato plantar da superfície do pé. Porém, eles sugerem o uso de palmilhas rígidas para uma maior estabilidade postural, sendo elas uma estratégia

para o risco de quedas, isto porque uma palmilha macia acomoda a postura do pé e a rígida é mais corretiva.

### 3.2.3 - Materiais

As palmilhas são confeccionadas em diversos materiais: naturais, poliméricos, couro, silicone etc, e por isso possuem uma ampla gama de dureza e densidades (Pauk et al. 2015). O material escolhido para customizar a palmilha precisa ter uma resposta adequada a temperatura, elasticidade, dureza, densidade, durabilidade, flexibilidade, resiliência, compressibilidade e, principalmente, confortabilidade. Um exemplo de relação de densidade, conforto e dureza, é que quanto maior a densidade do material, maior será a dureza e menor o amortecimento nos momentos de impacto (Crabtree et al. 2009). E é importante pontuar que o material da palmilha apresenta uma grande influência no atrito do pé (Pauk et al. 2015).

Por questões de higiene o material precisa ter uma baixa penetração de água para que não haja proliferação de bactérias, produção de odores, assim como a quantidade de lavagem não deve interferir na qualidade e função do material (Majumdar et al. 2013).

Para a escolha ideal também leva-se em consideração a necessidade de compensação plantar, pois cada material possui diferentes características de flexibilidade e elasticidade (Oliveira 2013), um exemplo da necessidade da compensação é considerar que para controlar o movimento do pé as palmilhas precisam ser rígidas na compressão (Salles and Gyi 2012a).

Os materiais encolhem e esticam dependendo do aquecimento, por isso usa-se o duro metrô, um medidor de dureza, para especificar a dureza de cada material. Um alto durometrô condiz com um material firme que não dissipa pressão e que são usados para equilíbrio e o oposto é um material macio, usado para amortecimento. O *Shore* é a unidade de grandeza da dureza da borracha, dos polímeros, entre outros materiais (Lockard 1988).

Os materiais espumados podem ser divididos em espumas com células abertas e fechadas. Nos materiais com células fechadas, cada célula é independente e nos materiais com células abertas, estas células se conectam entre si e se movem horizontalmente e verticalmente umas sobre as outras, estes movimentos diminuem as forças de cisalhamento (Lockard 1988).

#### a) Materiais naturais

Os materiais mais usados são o couro e a cortiça, pois tem alta disponibilidade, baixo custo e são leves. O couro de vaca é altamente resistente ao desgaste, protege a pele de irritação e é higiênico, pois é resistente ao suor, apresenta permeabilidade em água e ao desgaste. Quando usa o couro curtido aumenta ainda mais a aderência e a resistência ao desgaste e ele também pode ser combinado com ligantes de borracha (Pauk et al. 2015). A cortiça tem um bom amortecimento e é leve (Yick and Tse 2013). O latex é um material natural, porém será explicado abaixo por ser usado como uma espuma de borracha.

#### b) Espuma de borracha

As palmilhas feitas com borracha podem ser naturais (latex) ou sintéticas (neoprene). Essas palmilhas oferecem um leve amortecimento ao choque e alívio a pressão, o latex é um material macio, contudo possui propensão a uma rápida deformação.

O neoprene é uma borracha feita de policloropreno e os nomes das palmilhas são conhecidos como: Spenco® (espuma de célula fechada) e Lynco® (espuma de célula aberta). Como pode reduzir as forças de cisalhamento, o neoprene vem sendo usado para cobrir palmilhas desportivas. As aplicações da Spenco® são para palmilhas macias e a Lynco® é usada quando é necessária uma palmilha semirrígida (Lockard 1988; Yick and Tse 2013).

A pronação crônica provoca o alongamento dos ligamentos e pode gerar esporas plantares. Este problema pode ser corrigido com um dispositivo ortótico rígido forrado com Spenco® para aliviar a pressão sobre o ante pé (Hicks et al. 1989). No estudo realizado por (Burns et al. 2006) a palmilha de controle foi produzida apenas com latex e espessura de 3 mm, os autores consideram o latex como um material limitado em redução da absorção ao choque, porém a palmilha reduziu a carga de pressão em 9 %.

#### c) Polímeros

Os polímeros estão disponíveis numa ampla escala de dureza, flexibilidade, densidade e propriedades mecânicas diversas, e são usados para uma variedade de aplicações têxteis. As espumas de polímeros estão sendo muito utilizadas na produção de palmilhas, pois se moldam ao pé e conseqüentemente geram proteção e apoio (Hu and Lu 2014). Os polímeros podem ser termoplásticos, Termo rígidos e elastômeros. Os materiais termoplásticos se tornam moldáveis quando aquecidos e rígidos quando refrigerados, depois de refrigerados podem ser reaquecidos para serem remodelados e o processo de remodelação pode ocorrer diversas vezes.

Os termoplásticos considerados de baixa-temperatura tem uma temperatura de transição vítrea, ou seja, passam de um estado rígido para um estado maleável entre 82 e 89°C e os espumados precisam de uma temperatura um pouco mais elevada, entre 93 e 149°C. Os termoplásticos de alta-temperatura necessitam de temperaturas acima de 149°C até 204°C Os principais polímeros termoplásticos sintéticos usados na fabricação das palmilhas são: etileno acetado de vinila (EVA), que é o mais conhecido, o polipropileno (PP), polietileno (PE), poliamida (PA) e o poliuretano (PU) (Yick and Tse 2013).

- O EVA é um copolímero formado pela copolimerização do etileno com moléculas de acetato de vinilo. As palmilhas produzidas com EVA, uma espuma sintética, apresentam boa viscosidade, resistência e flexibilidade em baixas temperaturas e podem ter várias densidades (Dhokia et al. 2010; Pauk et al. 2015). Um ponto muito positivo do EVA é ser impermeável aos líquidos do corpo, ou seja, a transpiração, tornando-o um material muito higiênico. São muitas vezes utilizados na entressola

para fornecer impacto entre a superfície que está em contato com o solo e o pé, mas principalmente é colocado no topo da palmilha. As espumas podem ser produzidas em várias densidades, baixa, média e alta. Um exemplo do EVA com baixa densidade é o nora® que promove conforto por ser macio. Já o EVA de alta densidade é usado quando necessita-se de alto apoio pela deformidade do pé (Dhokia et al. 2010; Yick and Tse 2013). Há diferentes graus de dureza nos polímeros, por exemplo, no trabalho de (Dhokia et al. 2010) foram utilizadas palmilhas de EVA grau 1, baixa densidade e com valor de durometro 25 A, outra com EVA grau 2, densidade média e durometro 50 A para entender o comportamento do material quando usadas diferentes durezas para fabricar palmilhas.

Em (McCormick, Bonanno and Landorf 2013) as órteses simuladas em EVA planas e com contorno no calcanhar proporcionaram reduções significativas na pressão máxima, o que, para os autores, pode ter alguma eficácia nas dores do calcanhar e fascite plantar;

- PE é um material leve, flexível e de variáveis densidades (Saleh 2013). Aliplast®, Plastazote®, Pe-Lite®, são exemplos deste polímero utilizados nas confecções de palmilhas, o primeiro tende a ser usado como base de insertos semirrígidos, o segundo para absorção de choque e o terceiro para modelar palmilhas rígidas e semirrígidas (Yick and Tse 2013);

- Existem dois tipos de polímeros de PU, um tipo é viscoelástico (elastômero) e o outro uma espuma. O PU com espuma de células aberta, consequentemente tem ótima tendência a amortecer as cargas e diminuir as forças de cisalhamento (Crabtree et al. 2009), como as células são abertas possibilita-se a respirabilidade e conforto térmico. O Poron® e o PPT® são dois exemplos deste material usado na produção de palmilhas. O outro tipo é o elastômero PU com propriedades viscoelásticas, usado para reduzir vibrações, as palmilhas feitas com este PU absorvem e dissipam as energias geradas pelo choque do solo no calcanhar e protegem as articulações, um exemplo deste material é o Epoflex® (Yick and Tse 2013), Viscolas® para absorção de cisalhamento e Sorbothane® para absorção do choque. Segundo (Yick and Tse 2013) as palmilhas feitas com materiais viscoelásticos são macias e atuam como amortecedores e distribuidor de cargas;

- A PA, ou nylon, demonstrou, em (Xiong and Zhao 2013) e (Salles and Gyi 2012a), ter uma boa durabilidade e não houve sinais de rachaduras enquanto eram realizados os controles qualitativos. No trabalho de (Salles and Gyi 2012a) as 6 palmilhas produzidas com Duraform® PA (Nylon rígido com dureza Shore D 73) demonstraram durabilidade e o índice de desconforto baixo;

- As palmilhas produzidas por PP, material termoplástico e rígido, podem ser usadas para modelos rígidos e semirrígidos, pois o controle da rigidez será dado pela espessura da palmilha (Crabtree et al. 2009) e é moldável a 170°C. Uma folha de polipropileno é aplicada sobre um molde do pé e é exposta a vácuo para dar a forma ao molde, utilizando em alguns casos em conjunto com as fibras de carbono para reforçar a palmilha (Ng 2013);



- O elastômero de silicone está disponível em várias fórmulas, qualidades e propriedades de compressão. São facilmente moldados e são geralmente usados como almofadas para colocar sobre a palmilha na região do calcanhar e dos dedos, pois absorvem as forças de reação do solo (Yick and Tse 2013) e o uso de silicone para confeccionar as palmilhas ajuda quando há deformidade dos pés plano-valgo (Pauk et al. 2015).

d) Composto de carbono

As fibras de carbono oferecem uma palmilha leve e compacta, muito relevante para o desporto (Crabtree et al. 2009). São usados para produzir conchas de órteses fortes, finas e leves, e o número de camadas de carbono irá influenciar na resistência (Saleh 2013).

### **3.3 - Processo de personalização da palmilha**

O processo de fabrico inicia-se com a captura da forma do pé. Os métodos para capturar a forma do pé podem ser por gesso, ressonância magnética, técnicas com espuma, digitalizador de contato, scanner etc (Salles and Gyi 2012). Os pés precisam ser medidos para aumentar a compatibilidade do pé com a palmilha através dos três métodos seguintes: manualmente, que é a forma mais tradicional, com um software a partir da varredura a laser do pé ou com medidas simuladas usando algoritmos codificados (Xiong and Zhao 2013). O sistema de mapeamento das pressões plantares fornecem dados dinâmicos e funcionais para ajudar nas prescrições médicas para produzir a palmilha. Através das diferenças de pressão é possível determinar um equilíbrio em aspetos laterais e longitudinais nas diferentes regiões do pé, a fim de uma análise mais detalhada (Dixon and McNally 2008).

As palmilhas podem ser projetadas utilizando os métodos tradicionais, como o gesso, que tem um tempo de produção mais demorado (Crabtree et al. 2009) e mais caro ou um software CAD que permite uma maior rapidez na produção, com o uso de um scanner que é rápido e possibilita digitalizar um grande número de pés em pouco tempo e de uma maneira mais limpa (Salles and Gyi 2012b).

O uso da manufatura aditiva (AM) para produção de órteses plantares tem grande potencial pela sua liberdade geométrica, diminuição de custos e do tempo, sem uma perda significativa de material como no modo tradicional (Salles and Gyi 2012). O uso de AM para produzir as palmilhas personalizadas permite um ajuste perfeito ao pé, um encaixe ideal e consequentemente proporciona muito conforto ao indivíduo. A necessidade de uma órtese plantar se ajustar perfeitamente ao pé não é relacionada apenas ao conforto, mas a prevenção de possíveis danos e lesões (Salles and Gyi 2012a). A seguir serão descritos o passo a passo para produzir uma palmilha personalizada.

### 3.3.1 - Captura da geometria do pé

A seguir serão descritas as principais técnicas para capturar as impressões do pé e assim produzir uma órtese confortável, precisa e eficiente para uma adequada redistribuição plantar, para aliviar as dores, amortecer os choques e impactos, ou seja, uma palmilha que se adeque as necessidades de cada indivíduo e que se encaixe perfeitamente. Existem várias maneiras de capturar as impressões plantares e estas medidas podem ser verificadas pela comparação de medidas antropométricas.

As medidas antropométricas podem ser realizadas com 6 medições manuais do pé, como as 6 dimensões realizadas para o estudo de (Lee, Lin, and Wang 2014) que estão apresentadas nas figuras 3.1 e figura 3.2 e descritas de seguida.



**Figura 3.1** - 1. Comprimento do pé; 2. Comprimento até a articulação metatarso falângica (MPJ) medial, medida interna; 3. Comprimento até a MPJ lateral, medida externa (Lee et al. 2014).

1. Distância do ponto mais anterior do dedo mais comprido até o ponto mais recuado do calcanhar;
2. Distância entre da extremidade do calcanhar até o metatársico interno do pé;
3. Distância entre a extremidade do calcanhar até o metatársico externo do pé.



**Figura 3.2** - 4. Largura do ante pé; 5. Largura do pé; 6. Largura do retro pé (Lee et al. 2014).

4. Largura do ante pé a partir da borda lateral da MPJ medial até a borda lateral da última MPJ;
5. Largura entre as MPJ extremas;
6. Largura do calcanhar do pé.

As medidas podem ser retiradas diretamente do pé do indivíduo usando uma pinça digital ou manual, medindo a digital do pé, a espuma ou o gesso. Como também de maneiras mais tecnológicas como pela digitalização, dentre outras formas descritas a seguir.

a) Técnica de captura da geometria do pé por gesso de Paris

Em (Pratt 1995) tem-se a descrição do processo manual para a captura das dimensões do pé usando gesso de Paris, procedimento que exige treinamento e prática. Nesta técnica o paciente se encontra com o joelho estendido e o pé em posição neutra próxima a altura do peito do profissional. São preparadas duas tiras de gaze umedecida em reboco Paris, uma delas é colocada cobrindo o tornozelo e a face lateral do pé do tornozelo até os metatarsos, como demonstrado na figura 3.3, depois a outra bandagem é aplicada na parte de baixo e anterior do pé, a tira é alisada pelo profissional por toda a superfície para ter um contato total com a superfície do pé, figura 3.4.



**Figura 3.3** - Aplicação da primeira tira de gaze umedecida com gesso (Pratt 1995).



**Figura 3.4** - Molde negativo do pé finalizado (Ng 2013).

O molde leva um tempo para secar e ser removido. O negativo moldado no pé é preenchido com gesso para formar o positivo e através do molde do pé produzem-se as órteses moldando sobre o positivo. A outra maneira para capturar a geometria do pé é através de um digitalizador de contato, este aparelho tem um sensor que entra em contato com a superfície do molde negativo preparado com o gesso de Paris, como demonstrado na figura 3.5. Este procedimento é usado pela ressonância magnética que envia os sinais do contato para o computador através do sensor que lê os detalhes da

impressão negativa, a informação recebida é expandida e corrigida através de um software específico para projetar as órteses. O processo de digitalização pode ser usado também com impressões do pé feitas com caixa de espuma, como será descrito a seguir (Saleh 2013).



**Figura 3.5** - Captura da geometria do pé pela digitalização do molde negativo de gesso Paris (Saleh 2013).

b) Técnica de captura da geometria do pé com espuma

No trabalho realizado por (Oliveira 2013) a espuma fenólica foi utilizada para obter os moldes plantares para confecção das palmilhas. O indivíduo manteve-se sentado de forma que o pé e a perna formassem um ângulo de 90° com os pés sobre a caixa com espuma. Fez-se pressão sobre o joelho de maneira perpendicular ao solo, como representado na figura 3.6. Após o procedimento obteve-se o molde negativo do pé, o molde é então enchido com um gesso para obter o molde positivo do pé.



**Figura 3.6** - Captura da geometria do pé utilizando caixa de espuma (Oliveira 2013).

Uma outra maneira de obter a geometria do pé em conjunto com a caixa de espuma foi desenvolvida pela empresa Amfit, onde é usada uma tecnologia de varredura a laser para capturar as impressões geométricas de caixas de espuma usando scanner de impressão que gera informações digitais 3D, figura 3.7 (Amfit 2016).



**Figura 3.7** - Scanner de caixa de espuma (Amfit 2016).

c) Captura da geometria do pé usando scanner com laser 3D

Num dos processos de escaneamento 3D do pé usando um scanner a laser o indivíduo fica sentado em uma cadeira com o pé posicionado sobre o vidro do digitalizador, como representado na figura 3.8, neste caso o scanner possui 4 câmaras e faz uma análise completa do pé (Salles and Gyi 2012b). Na figura 3.9 faz-se a captura 3D do contorno com um scanner também, mas de uma forma diferente porque o pé mantém-se numa posição neutra da articulação subtalar (Ng 2013).



**Figura 3.8** - Método de scanner, digitalização do pé (Salles and Gyi 2012b).



**Figura 3.9** - Método de scanner numa posição neutra da articulação subtalar (Ng 2013).

A forma de captura do pé usada em (Salles and Gyi 2012a) foi com um scanner de laser tridimensional (modelo: eScan 200; 3D Digital Corp, Newtown, CT, USA), em uma posição sem suporte de peso. Os 6 participantes ficaram sentados com o joelho estendido e o pé em dorsiflexão, para que a planta do pé ficasse paralela ao vido do scanner. Depois, foi medida manualmente a geometria do pé e os valores foram similares. O scanner utilizado tinha apenas uma câmera, porém há scanners que capturam 49 quadros por segundo, que conseguem capturar o movimento do pé, fator importante porque o pé muda seus movimentos.

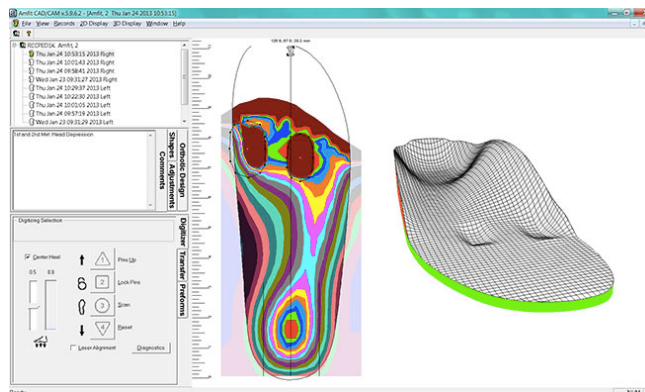
Em outro trabalho realizado por (Salles and Gyi 2012b) com 38 participantes para a produção de palmilhas, foram usadas medições antropométricas e scanner 3D com 4 câmaras. As medidas foram importantes para delimitar o comprimento e a altura do pé e o escaneamento foi necessário para enviar os dados diretamente para os softwares compatíveis com a máquina de manufatura aditiva para fazer o design.

No trabalho realizado por (Lee et al. 2014) foram comparados 4 métodos mais comuns para a medição do pé de 130 participantes: calibração digital, pegada digital, medição de pegada convencional e digitalização 3D. E entre eles o método de varredura 3D, ou seja, de digitalização 3D teve um melhor desempenho para coletar os dados antropométricos do pé. Contudo, é importante verificar e remover o ruído da imagem para uma melhor precisão, os locais que precisam de correção são o comprimento do pé e as dimensões da largura do calcanhar.

A digitalização 3D é mais vantajosa por ser um método mais rápido para coletar as informações necessárias para o design da palmilha, ao usar este método para coletar as dimensões do pé o ruído da imagem deve ser verificado e removido para melhorar a precisão. São usados programas para realizar o design da palmilha conforme a digitalização 3D do pé.

### 3.3.2 - Design da palmilha

Os modelos dos pés escaneados/digitalizados precisam ser ajustados em softwares CAD para corrigir as possíveis deformidades do processo e os dados indesejados devem ser suavizados (Ng 2013). Com o sistema CAD a rejeição da órtese é reduzida, o tempo de produção e os custos também são reduzidos, e há uma maior liberdade de design sendo possível afinar ou engrossar as palmilhas, diminuir o erro humano etc. Na literatura não são encontrados a definição dos melhores softwares usados para elaborar as palmilhas a partir dos desenhos 3D. Porém, existem dois ou mais tipos de softwares de palmilhas ortopédicas que já são baseados em órteses do pé, como: Orthomodel da Delcam PLC, Birmingham, Reino Unido e Automated Orthotic Manufacturing System, Sharp Shape, CA, EUA (Telfer and Woodburn 2010). A figura 3.10 é uma imagem do software de correção produzido pela Amfit Inc., empresa canadense.



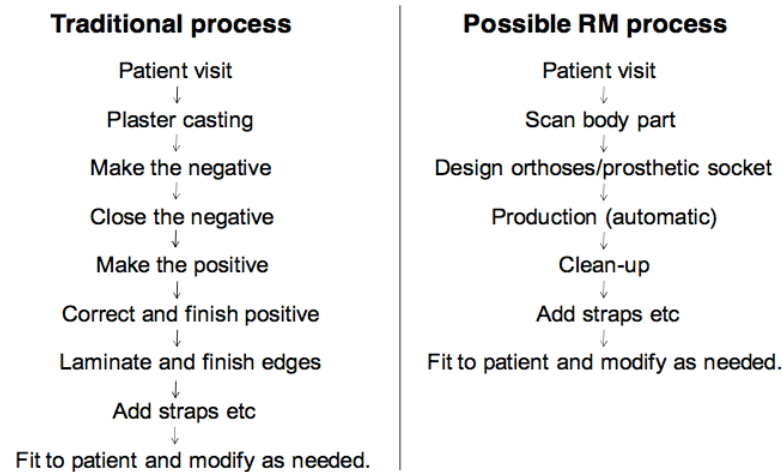
**Figura 3.10** - Software *Correct and Confirm* da *amfit* para design de órteses (Amfit 2016).

Outro exemplo de software que podem ser usados para impressões 3D é o *Magics* da *Materialize Group*, *Leuven, Bélgica* que foi utilizado em (Salles and Gyi 2012b) para reparar o ruído e transformar os dados da palmilha num ficheiro .STL, compatível com a AM. Neste trabalho o processo para a fase de design de cada par de palmilha durou 2 horas, eles acreditaram ser um tempo razoável, pois tiveram em consideração que o pesquisador não tinha experiência com o programa. E em outro trabalho realizado pelos mesmos pesquisadores foi usado o software *Geomagic Studio 10* (versão: 10, *Geomagic, Inc, Durham, EUA*) (Salles and Gyi 2012a).

### 3.3.3 Customização da palmilha

O trabalho tradicional é 100 % manual para produzir uma FO é um processo muito mais demorado e oneroso do que um processo com CAD e manufatura rápida, requer um profissional de qualidade, experiente e habilidoso para a função. A inovação e o desenvolvimento de produtos diferentes são limitados (Pallari et al. 2009).

O processo tradicional envolve uma série de passos, como está exemplificado na figura 3.11. O paciente visita o profissional, numa forma manual o profissional recolhe as medidas do pé utilizando as técnicas em gesso ou espuma, origina o negativo e depois fecha o negativo com o positivo. O modelo positivo é colocado sobre uma mesa de vácuo e depois drapeado com uma folha termoplástica pré-aquecida, o vácuo serve para moldar a folha termoplástica no gesso (Chen et al. 2016). O positivo gerado é corrigido, laminado e feito o acabamento nas bordas. De seguida a FO é testada no paciente e se não estiver de acordo são executadas modificações necessárias até que a FO fique perfeita para o paciente. Enquanto no processo da manufatura rápida o paciente visita o médico ou especialista, o pé é escaneado, o desenho da órtese é realizado no CAD 3D de acordo com as imagens, na sequência passa por um processo de produção automática e rápida, que será descrito a seguir, e a órtese estará em pouco tempo pronta para ser testada no paciente para possíveis correções (Pallari et al. 2009).



**Figura 3.11** - Fases do processo tradicional e de manufatura rápida para customização de palmilhas (Pallari et al. 2009).

A manufatura aditiva (AM), manufatura rápida (RM) ou prototipagem rápida, é um processo de produção rápida a partir de informações de um software CAD 3D, através deste software é descrita a geometria e o tamanho da peça a ser construída pela máquina de manufatura, isso possibilita o desenvolvimento de objetos específicos para os pacientes sem necessitar de moldagem, fundição etc. Em todos os processos recorre-se ao desenho CAD 3D que é então traduzido para um ficheiro .STL (o ficheiro é denominado por esta sigla pois foi originado pela estereolitografia) onde todas as superfícies do modelo são convertidas em triângulos. Quando este ficheiro é enviado para o software da máquina de prototipagem rápida o ficheiro .STL é convertido num ficheiro .SLI, da palavra inglesa *slices* (fatias), pois os modelos são produzidos pela adição de camadas em camadas com base nas informações do CAD. Estas técnicas são usadas nos setores automotivos, médicos, aeroespaciais, entre outros (Alves 2001).

O uso da AM para produção de órteses plantares tem grande potencial pela sua liberdade geométrica e redução do tempo (Salles and Gyi 2012). O uso de AM para produzir as palmilhas personalizadas permite um ajuste perfeito ao pé, um encaixe ideal e consequentemente traz muito conforto ao indivíduo. A necessidade de uma órtese plantar se ajustar perfeitamente ao pé não está relacionada apenas ao conforto, mas a prevenção de possíveis danos e lesões (Salles and Gyi 2012a). Na sequência serão descritas algumas técnicas de prototipagem rápida.

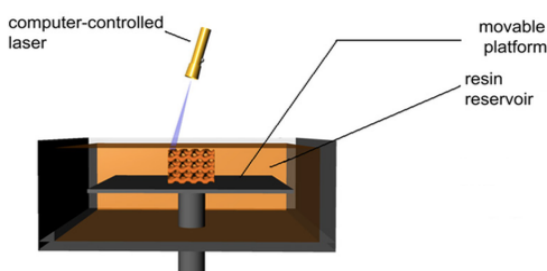
#### a) Estereolitografia

A estereolitografia (SLA) foi desenvolvida pela 3D Systems em 1986, sendo a primeira técnica de forma livre comercializada. Neste processo há a solidificação de uma resina epóxi líquida por foto polimerização usando um feixe de raios ultravioletas que provoca uma reação química na resina, o feixe é controlado pelo computador.

A polimerização depende da potência, do diâmetro e da velocidade de varrimento do feixe. A resina é solidificada e adere na plataforma, depois da primeira camada a plataforma é afastada da



superfície e a resina líquida reveste a primeira camada e a segunda camada é curada para gerar uma boa aderência a primeira camada, são formadas camadas sobre camadas até formar o objeto, neste caso a palmilha. O objeto é construído de baixo para cima, sobre a plataforma de suporte, como mostrado na figura 3.12. No final do processo o modelo estará completamente submerso na resina não polimerizada, se a peça necessitar de suporte, este é desenhado juntamente com a peça no CAD, quando o objeto é retirado da imersão, a resina escorre com facilidade. O processo de polimerização é parcial, após todo o processo descrito a peça passa por uma pós-cura, para aumentar a resistência mecânica (Alves 2001; Melchels, Feijen and Grijpma 2010).

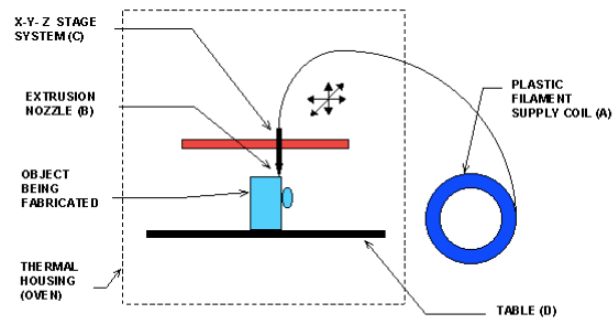


**Figura 3.12** - Processo de estereolitografia com feixe de laser (Melchels, Feijen and Grijpma 2010).

#### b) Modelagem por deposição de material fundido

A modelação por extrusão de plástico (FDM) foi utilizada no trabalho de (Jumani, Shaikh and Shah 2014) e (Sambhav, Tandon and Dhande 2011) para fabricação de um modelo de órtese em base experimental. Foi usado o material de acrilonitrilo butadieno (ABS P400) e policarbonato, respetivamente. A técnica é representada pela figura 3.13. Nela o computador controla o aquecimento do bico para que o polímero termoplástico esteja próximo ao seu ponto de fusão, em estado semilíquido, para ser entrudado e depositado sobre a plataforma de construção. O bocal deposita o material nas 3 dimensões, x, y e z para gerar a peça tridimensional.

A plataforma de construção é mantida numa temperatura mais baixa para solidificar rapidamente o termoplástico fundido, depois da primeira camada a plataforma baixa e uma outra camada é depositada, este processo se repete até finalizar a peça. O polímero é fornecido através de uma bobina como demonstrado na figura e há uma cabeça de ar entre a plataforma e o bico para não haver contato direto entre eles e também não gerar atrito, podendo ter uma alta velocidade de execução. No trabalho realizado por (Cotoros et al. 2011) o processamento para cada palmilha foi de 6 horas usando a FDM. A técnica utiliza materiais plásticos como ABS, elastômeros, cera de fundição e permite o uso de dois materiais simultâneos usando dois bicos e duas bobinas.

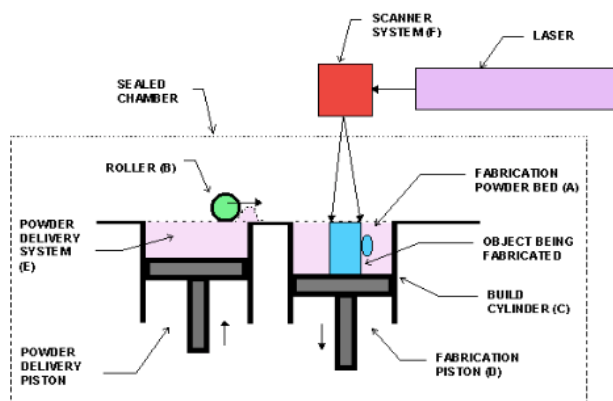


**Figura 3.13** - Processo de modelagem por deposição de material fundido (Saleh 2013).

### c) Sinterização seletiva por laser

A sinterização seletiva por laser (SLS) utiliza pós-finos. O processo inicia-se com o pó sendo espalhado por um rolo pela superfície, depois os pós são sinterizados por varrimento quando o feixe de laser, guiado pelo CAD, incide sobre as partículas provocando a fusão parcial das interfaces dos pós, como demonstrado na figura 3.14. A câmara permanece numa temperatura abaixo do ponto de fusão. Depois de completa a primeira camada, o processo se repete até originar uma estrutura sólida, parcialmente porosa e rugosa. Para impermeabilizar a peça e diminuir a rugosidade impregnam-se resinas (Saleh 2013). (Salles and Gyi 2012a) usaram a SLS para produzir as palmilhas personalizadas com DuraForm® PA (Nylon rígido) no trabalho, as palmilhas com 2 mm de espessura eram rígidas e proporcionaram apoio ao calcanhar e ao arco, foram cobertas com espuma de poliuretano microporoso para aumentar o conforto. As palmilhas personalizadas revelaram ser mais confortáveis com o tempo do que as palmilhas de controlo.

(Pallari, Dalgarno and Woodburn 2008) realizaram uma pesquisa para a customização de órteses plantares em Nylon para pessoas com artrite reumatoide (RA) com SLS, pois para eles este processo permite incorporar elementos funcionais de composição, como ajuste local de rigidez e flexibilidades no desenho da órtese.



**Figura 3.14** - Técnica de sinterização por laser (Saleh 2013).

Para (Telfer et al. 2012) a AM tem um alto custo de investimento, mas já é um custo muito menor do que era ano atrás e continua a diminuir, podendo se tornar cada vez mais viável para a produção de órteses personalizadas, por produzir de uma forma mais rápida que a tradicional e possibilitar uma maior liberdade de manufatura.

Numa pesquisa realizada por (Pallari et al. 2009) questionaram se usar a manufatura rápida para a produção de órteses e próteses é uma boa ideia. Dentro desta investigação também foram feitas pesquisas sobre os custos para produção de órteses personalizadas, para o processo tradicional com captura da geometria manual, moldagem e fundição tem-se um gasto de £40 o par, para 2 horas de design, com o uso do CAD são gastos 20 minutos e um custo de trabalho de £7, ou seja, em relação ao processo de design quando usa o CAD fica mais barato e mais rápido. Eles concluíram que as questões ainda limitantes do uso de AM para a produção de OP nas indústrias é o pequeno número de materiais disponíveis, suas propriedades desconhecidas e o alto custo, além da resistência sobre a mudança. O uso da manufatura rápida também pode ser utilizada para produzir palmilhas para medição da pressão plantar, como foi produzida por (Fried 2016) em seu trabalho com a impressora multi-material Stratasys Object 500.

d) Usinagem controlada por comando numérico

A utilização da usinagem controlada por comando numérico (CNC) também é uma maneira de produzir palmilhas personalizadas. A partir dos dados da varredura do pé, os dados são convertidos em geometria de superfície e importados para uma fresadora CNC, neste processo um bloco do material escolhido é esculpido a partir dos comandos que o computador envia através do software 3D utilizado (Chen et al. 2016). É uma técnica diferente da de manufatura aditiva, pois não produz de camada em camada, mas é uma opção válida pela grande quantidade de materiais disponíveis (Andre S. Salles and Gyi 2012). Uma empresa que trabalha com esta técnica de usinagem é a Amfit, figura 3.15, para produzir uma FO padrão o equipamento leva de 30 a 60 minutos (Chen et al. 2016).



**Figura 3.15** - Máquina de CNC da empresa amfit (Amfit 2016).

### 3.3.4 - Mercado das palmilhas produzidas com impressão 3D

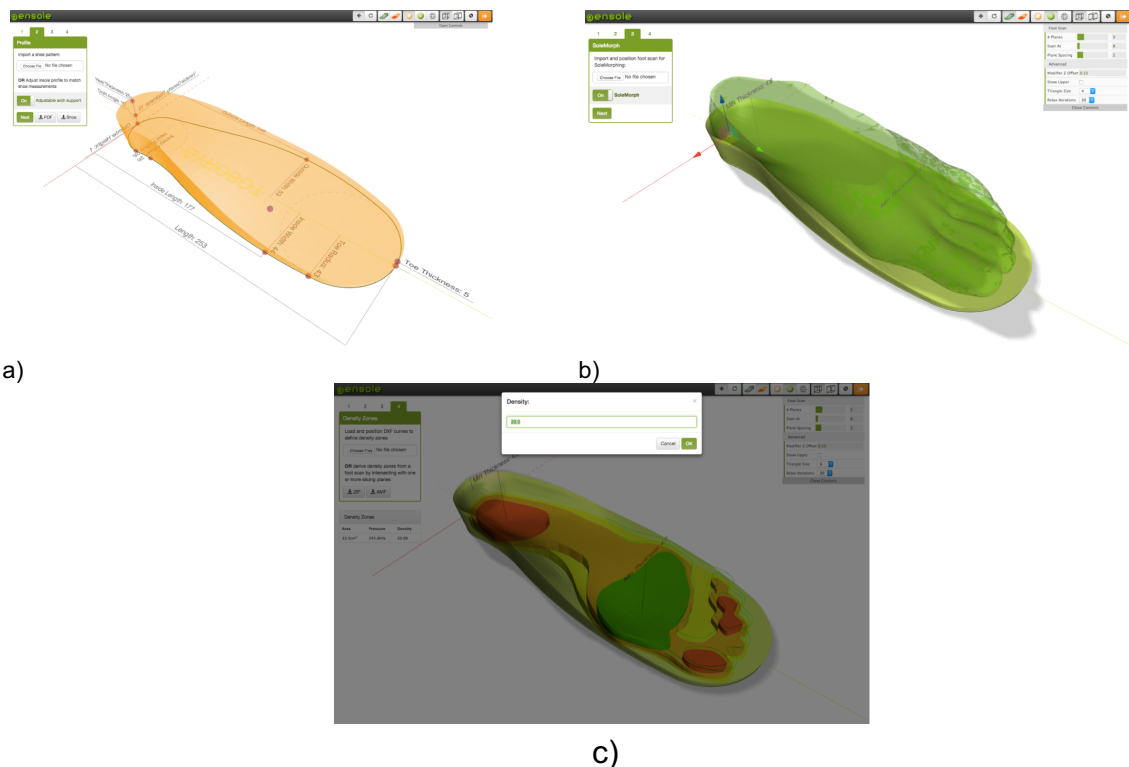
Atualmente, alguns fabricantes já utilizam a prototipagem rápida para produzir palmilhas. Como, por exemplo, a 3dorthotics, Austrália (3dorthotics 2016) que utiliza a digitalização do pé para imprimir as palmilhas; a Sols®, Estados Unidos (Sols 2016), a Wiivv, Canadá (Wiivv 2016) e a Shapecrunch, Índia (Shapecrunch 2016) que disponibilizam um aplicativo para que o paciente ou profissional tire fotos de todos os ângulos do pé. Após as imagens dos pés serem fotografadas é feita a escolha da palmilha, se será utilizada para alguma prática esportiva, e qual, ou para o dia-a-dia, depois todos estes dados são enviados para que a empresa personalize num programa CAD as palmilhas, depois elas são impressas numa impressora 3D de acordo com as necessidades e o tamanho dos pés para serem enviadas aos compradores.

No caso da personalização da palmilha da marca Podfo®, Inglaterra (Podfo 2016) o profissional precisa enviar o arquivo CAD para a empresa, a forma como a impressão do pé será tirada irá depender do profissional. Portanto, se a impressão for realizada usando gesso ou espuma será necessária a digitalização dos moldes para enviar o arquivo. A empresa manipula o arquivo recebido, imprime as palmilhas em Nylon usando a técnica SLS e elas são entregues sem nenhuma cobertura adicional, como na figura 3.16.



**Figura 3.16** - Palmilha da marca Podfo® (Podfo 2016).

A marca Gensole®, Inglaterra (Gensole 2016) pertencente à empresa de Gyrobot, fornece as ferramentas e as orientações necessárias para as pessoas produzirem suas próprias palmilhas em casa através da sua página da internet que contém os comandos e os ajustes para uma palmilha que seja encaixada ao pé, por meio do arquivo .STL da varredura do pé, figura 3.17. Porém um dos requisitos é que a pessoa possua uma máquina de prototipagem rápida e o outro requisito é que está disponível apenas para quem possui o navegador *Chrome Browser*.



**Figura 3.17** - Capturas de tela da Gensole. a) Palmilha em branco e ajustável, b) Ajuste da palmilha com a digitalização do pé, c) Desenvolvimento da zona de densidade (Gensole 2016).

### 3.3.5 - Custos

Os custos de fabricação de órteses plantares utilizando AM são separados da seguinte forma: 50-70 % do custo são sobre a depreciação e manutenção das máquinas, 20-40 % sobre o quilograma do material utilizado e 5-30 % sobre a mão de obra (Andre S. Salles and Gyi 2012). (Saleh 2013) em seu trabalho sobre os custos para modelar órteses plantares através de manufatura rápida analisou o custo de produção das palmilhas usando diferentes máquinas de prototipagem para encontrar a mais eficiente e com o melhor custo benefício comercialmente. Os custos foram estimados somando o custo total, que inclui a mão-de-obra, o desgaste das máquinas, a produção, gastos administrativos e os custos dos materiais:

- Uma palmilha produzida usando a spro 60 SD SLS teria um custo total estimado de £143,34. Este valor é estimado se usar o material Duraform que custa 64 £/kg, cada par consome mais ou menos 50,15 gramas, soma-se a avaliação do pé (£50), a captura da geometria do pé com escaneamento 3D ou digitalização de contato (£6), o design da órtese (£2) e o custo para a fabricação nesta máquina (£85,34). O tempo estimado para todo processo seria de 18 horas e 30 minutos para 15 pares. E o material não sinterizado pode ser reutilizado neste caso;
- Para a técnica da SLA, foi verificado os custos utilizando a *ipro 8000* com a resina Accura 55, a resina custa 285 £/kg e um par usa 60 gramas mais 30 gramas para o suporte. A órtese utilizando esta técnica custaria no total £191,25. Só o custo da fabricação para a máquina é de £133,25 mais os

outros custos descritos anteriormente. Todo o processo para a produção de 5 pares seria de 7 horas e 50 minutos;

- Na técnica de FDM e usando a máquina Dimension SST 768 o tempo gasto para todo o processo de design mais a produção seria de 14 horas e 10 minutos o par. Utilizando o material ABS P400 e para o suporte P400 solúvel, soma-se 90 gramas de material, que custa 330 £/kg. Neste caso o valor da fabricação é de £182,33 e estima-se que o par de palmilhas custe no total £240,33.

(Saleh 2013) concluiu que o SLS é o sistema mais competitivo para produzir palmilhas personalizadas entre os outros processos de manufatura rápida, contudo ainda é bem mais caro do que as palmilhas produzidas de forma mais convencional.

### 3.3.6 - Patentes

Abaixo estão listadas algumas patentes publicadas sobre invenções e soluções na produção de solas de sapato ou palmilhas, produzidas através da técnica de prototipagem rápida.

- Invenção de uma palmilha personalizada para redução da pressão plantar. Através da medição das pressões plantares do pé, pela análise da marcha, e a digitalização tridimensional da forma do pé por uma varredura tridimensional, ambos os resultados são combinados e alinhados. As palmilhas são projetadas e produzidas por meio do CAD/CAM com os relevos adicionais para aliviar as pressões e o ficheiro é convertido para .STL e usado uma máquina de CNC para criar a palmilha com os materiais adequados, podendo depois ser colocada manualmente outros materiais com objetivos específicos, como o amortecimento US 20060070260 A1;
- Produção de um sapato que pode ser dividido em parte superior, sola intermediária e exterior, produzidas utilizando processos convencionais ou por técnicas de fabrico rápido, como: STL, FMD, SLA. Os produtos finais podem ser fabricados de diversas formas. A primeira possibilidade pode ser com a produção das duas solas integradas com produção por PR e a parte superior de forma convencional; segunda maneira a parte superior utilizando a PR, neste caso pode ser produzido com outras cores, aplicados revestimentos para melhorar a resistência a abrasão, ao desgaste e as solas produzidas convencionalmente. Quando produzidas separadamente podem ser ligadas por meio de costura, por ligação adesiva, fixadores etc. Com o uso da PR a parte superior também pode ter uma liberdade de design de acordo com o desejo do indivíduo ou necessidade. As partes do calçado também podem ser integradas, como uma peça única. As solas através do uso da PR podem ser produzidas com estruturas personalizadas que atenuem as forças de impacto do pé com o solo, através dos desenhos nelas impressos US 20090126225 A1;

- Novamente a produção de sapatos personalizados através das técnicas de prototipagem rápida e de formas convencias nos dois segmentos do sapato, sola e parte superior, ou o produto inteiro com a técnica de PR. O uso da PR para produzir as solas dos sapatos permite modelos muito complexos que seriam difíceis de replicar na produção convencional. O uso da PR permite utilizar intensidades superiores e inferiores do laser para determinadas regiões do calçado. Como por exemplo para manter a flexibilidade na região do dedão, a intensidade utilizada para esta parte é menor do que a intensidade usada nas áreas laterais que necessitam de uma maior rigidez e suporte; contudo a região do médio pé pode ser mais fina do que o ante pé para proporcionar um suporte maior para os dedos. Como nas regiões da sola, onde é necessária maior rigidez, usa-se uma elevada intensidade. Aumentado à personalização do calçado, de acordo com as necessidades e o desejo. Além disso, depois de pronto é possível adicionar uma resina para aumentar a durabilidade em regiões de desgaste e maior estresse, por questões estéticas com diferentes cores US 20100095557 A1;
- Invenção de um sapato que possibilite a produção em diferentes texturas de acordo com o desejo do consumidor, que vá de encontro com as necessidades e funcionalidades, produzidos por prototipagem rápida a partir da varredura do pé do usuário, e se necessário alguma parte por produção convencional. As texturas podem ser semelhantes a camurça, couro de répteis, de cobra, designs diferentes, elementos textuais com cores variadas etc. Podem ser usados mais de um material, gerando um composto de materiais que quando sinterizados formem um único, uso de pós coloridos para variar na coloração, pós para gerar propriedades funcionais, como a rigidez, usa estes pós nas áreas do calcanhar, por exemplo. A parte superior pode ser produzida de formas variadas para resultar em diferentes finalidades, supondo que o calçado será usado para desportos aquáticos, produz-se com malhas mais abertas para que a água escorra e permita uma maior respirabilidade e produzir com malhas mais espessas quando necessitar de maior suporte e durabilidade. Na necessidade de aumentar a funcionalidade, produz-se a região do ante pé mais flexível e a região do calcanhar com um bloqueio para aumentar a estabilidade. A produção varia sempre de acordo com o desejo do indivíduo WO 2014066174 A1.

### 3.4 - Resumo

No capítulo 3 foi feita uma revisão de literatura sobre as órteses plantares, com ênfase nas palmilhas personalizadas. A órtese é um dispositivo usado para melhorar a qualidade do movimento do indivíduo, servindo de auxílio para as pessoas que possuem problemas de locomoção, doenças plantares ou doenças que causem problemas plantares, marchas irregulares etc. As órteses plantares podem ser palmilhas vendidas separadamente que auxiliam na compensação, proteção, correção, redistribuição de pressões irregulares, amortecendo o choque e aliviando as dores causadas por bolhas. O tipo de palmilha irá depender da necessidade de cada indivíduo, podendo ser macias, semirrígidas ou rígidas. O que irá diferenciá-las é o material utilizado. As palmilhas podem ser pré-

fabricadas, com geometria limitada, porém de baixo custo ou personalizadas para cada indivíduo. A personalização mostrou ser ideal para as necessidades específicas de cada paciente, porém são mais caras.

O processo de customização de órteses plantares personalizadas pode ser de forma tradicional ou tecnológica. O processo inicia com a captura da geometria do pé, usando, por exemplo, gesso ou através de digitalização. Depois é feito o design da palmilha manualmente ou através de softwares CAD e por fim elas podem ser customizadas de forma manual ou através da manufatura rápida. Infelizmente, as despesas para a manufatura rápida são altas diante de pouca variedade de materiais.



## Capítulo 4

### Trabalho Experimental

Neste capítulo se encontram descritas todas as etapas metodológicas desta dissertação. Primeiramente iniciou-se com as etapas para a customização das palmilhas, as etapas são: a captura da geometria do pé, a personalização das palmilhas e suas customizações. Neste trabalho apenas um indivíduo foi submetido aos testes, foram feitas as análises de pressão plantar e controlo postural, utilizando a palmilha de pressão e o baropodometro, a concretização das atividades práticas foi realizada no Laboratório de Biomecânica do Porto (LABIOMEPE) e no estúdio de Pilates Humanitus.

#### 4.1 - Customização das palmilhas

Foram customizados dois pares de palmilhas por empresas que usam técnicas distintas de captura da geometria do pé e de produção. As palmilhas serão diferenciadas no decorrer do trabalho como palmilha 1 (P1) e palmilha 2 (P2).

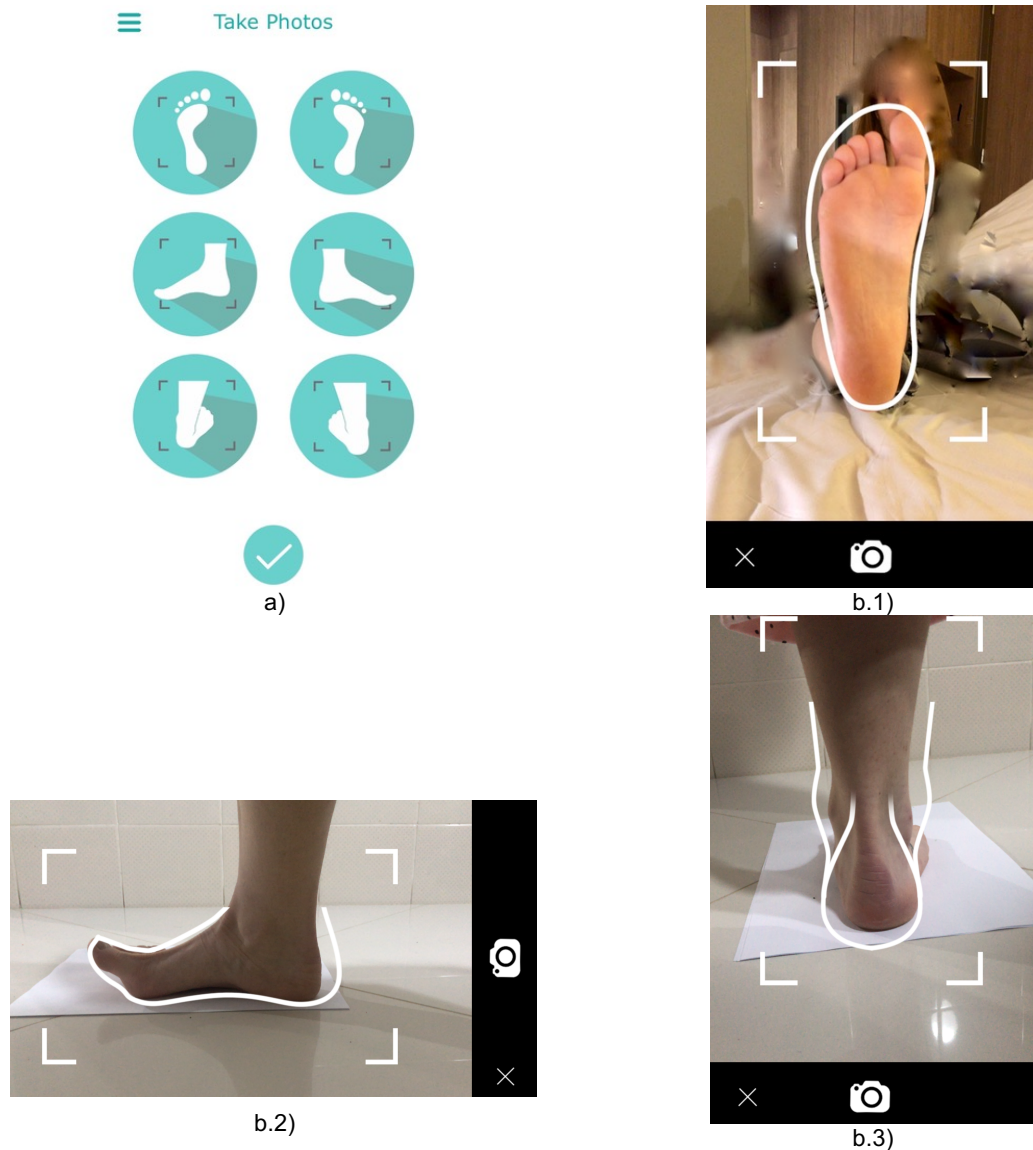
##### 4.1.1 - Palmilha 1

A Palmilha 1 foi comprada na empresa ShapeCrunch, de Nova Delhi, Delhi, Índia, que disponibiliza um aplicativo denominado ShapeCrunch para os sistemas Apple e Androide, que através de poucas fotos e poucas informações produz palmilhas customizadas através da impressão 3D.

###### a) Captura da geometria do pé

A captura da geometria dos pés é realizada pelo aplicativo, são requisitadas 6 fotografias de diferentes posições dos pés, como na figura 4.1.a. As duas primeiras imagens são das plantas dos

pés, mantendo eles numa posição de 90 graus dentro da delimitação que o aplicativo delimita com uma linha branca. Para as próximas fotos é necessário colocar uma folha A4 branca embaixo do pé para depois capturar as imagens. As duas próximas fotografias são da lateral do pé que possui o arco plantar medial longitudinal, é necessário manter os dedos elevados para formar um arco perfeito. Para as duas últimas imagens é necessário se manter em pé sem dobrar o joelho e tirar a foto da parte de trás do pé para analisar o ângulo varo-valgo, os prints das imagens do pé direito estão presentes na figura 4.1.b.



**Figura 4.1** - a) As posições das fotos dos pés, b.1) Planta do pé direito, b.2) Lateral do pé direito, b.3) Calcanhar direito.

O próximo passo é selecionar as áreas de dor presentes na planta do pé direito e esquerdo, se houver dores e for necessário, nas áreas onde localizam-se as dores mais intensas com um toque no visor a região colore para o vermelho, como demonstrado na figura 4.2.b, depois é preciso escolher o tipo de atividade física em que a palmilha será submetida, como baixa, média ou alta, figura 4.2.a. Em seguida escolhe-se o tamanho do calçado e o tipo de calçado que será utilizado com

a palmilha, exemplificado na figura 4.2.c. Por fim, pede-se para adicionar propósitos adicionais às necessidades do uso das palmilhas, exemplos: se a palmilha é para pés diabéticos, pés planos, para corrida, ciclismo etc, como na figura 4.2.d, e na figura 4.2.e são as informações adicionais do remete para enviar a palmilha.

The figure displays a mobile application interface for customizing insoles, organized into five panels:

- a) Physical Activity:** A screen with a 'Select Pain Areas' section (two foot icons with a plus sign) and a 'Physical Activity' section with three icons: 'Low' (person sitting), 'Medium' (person walking), and 'High' (person running). A checkmark icon is at the bottom.
- b.1) LEFT BOTTOM:** A screen showing a top-down view of a left foot with a blue shaded area on the heel. A checkmark icon is at the bottom.
- b.2) RIGHT BOTTOM:** A screen showing a top-down view of a right foot with a red shaded area on the heel. A checkmark icon is at the bottom.
- c) Shoe size:** A screen with a 'Shoe size' section showing '4' and 'US' in a box, and a 'Shoe type' section with three icons: 'Dress Shoes', 'Sports', and 'Casual'. A checkmark icon is at the bottom.
- d) Select Purpose:** A screen with a 'Select Purpose' section containing a list of activities: Diabetes, Plantar Fasciitis, Flat Foot, Running, Golfing, Cycling, Tennis, Skiing, and Basketball. A checkmark icon is at the bottom.
- e) Order Summary:** A screen with an 'Order Summary' section showing a 3D model of the insole and a list of customizations: '4 US', 'Activity: Medium', 'Sports', and 'Gym'. Below this is a form for shipping information (Address, City, State, Country, Pincode) and a 'Details' button. A checkmark icon is at the bottom.

**Figura 4.2** - Informações adicionais para além das imagens. a) Nível de atividade física, b.1) Regiões de dor do pé esquerdo, b.2) Regiões de dor do pé direito, c) Tipo de calçado que será usado com a palmilha, d) Atividades e necessidades adicionais, e) Informações sobre o remetente.

#### b) Design e customização da Palmilha 1

As palmilhas são customizadas por software 3D, tendo como referencia as imagens capturadas e enviadas pelo aplicativo e as informações adicionais. Depois de pronta a customização as palmilhas são enviadas para impressão, a produção da base das palmilhas é feita por FDM com o material PLA (ácido polilático) e borracha e a segunda camada é produzida por laser e como material o Poron. Quando prontas, as palmilhas são enviadas por correio.

O par de palmilhas customizado pela Shapecrunch corresponde a figura 4.3.



**Figura 4.3** - Palmilha personalizada pela ShapeCrunch, P1.

#### 4.1.2 - Palmilha 2

A palmilha 2 foi comprada com a empresa TechFeet, Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil. Neste caso o contato foi feito por e-mail. Eles apenas solicitam a digitalização dos pés e algumas informações sobre as necessidades do comprador.

##### a) Digitalização do pé

A digitalização dos pés foi realizada no INEG – Instituto de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial, com o equipamento de digitalização ATOS III Triple Scan, que é um equipamento tridimensional composto por duas câmaras de 8 Megapixel GigE CCD, figura 4.4, e resolução de 3296 x 2472 pixel, não sendo necessário o contato com o objeto para digitalizar e possui desvios mínimos. São colados pontos no objeto que será digitalizado, no caso foi colado nos pés, esses pontos formam uma nuvem de pontos para o equipamento, que será convertida numa malha triangular .STL e depois é realizada a medição dos pontos por imagem. A figura 4.5 corresponde ao pé sendo digitalizado. A imagem do equipamento e as informações foram disponibilizadas pelo INEGI.

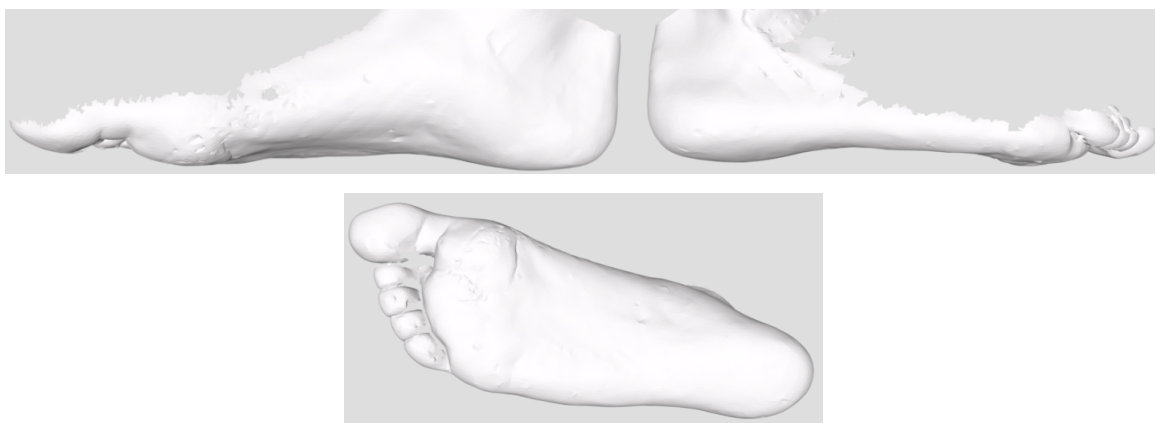


**Figura 4.4** - ATOS III Triple Scan, imagem frontal.

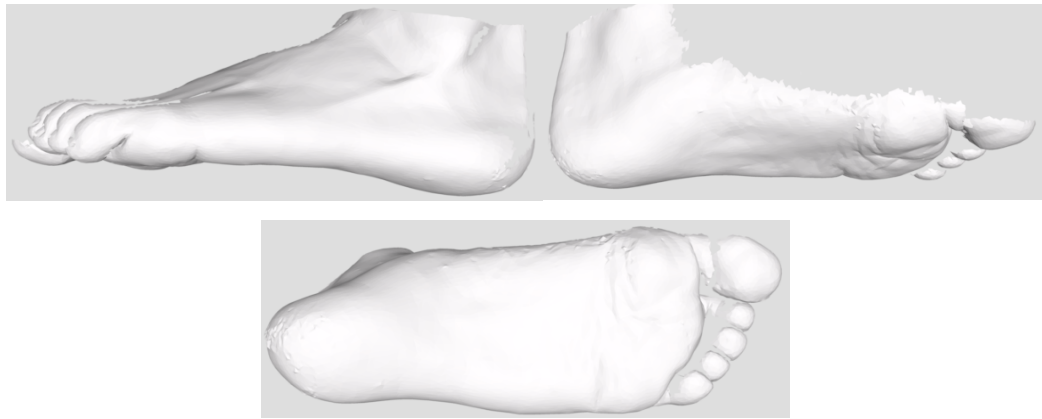


**Figura 4.5** - a) Equipamento digitalizando o pé, b) Pé com os pontos.

As digitalizações dos pés foram convertidas em ficheiro .STL, que gerou capturas geométricas positivas dos pés, representadas nas figuras 4.6, pé direito, e figura 4.7, pé esquerdo.



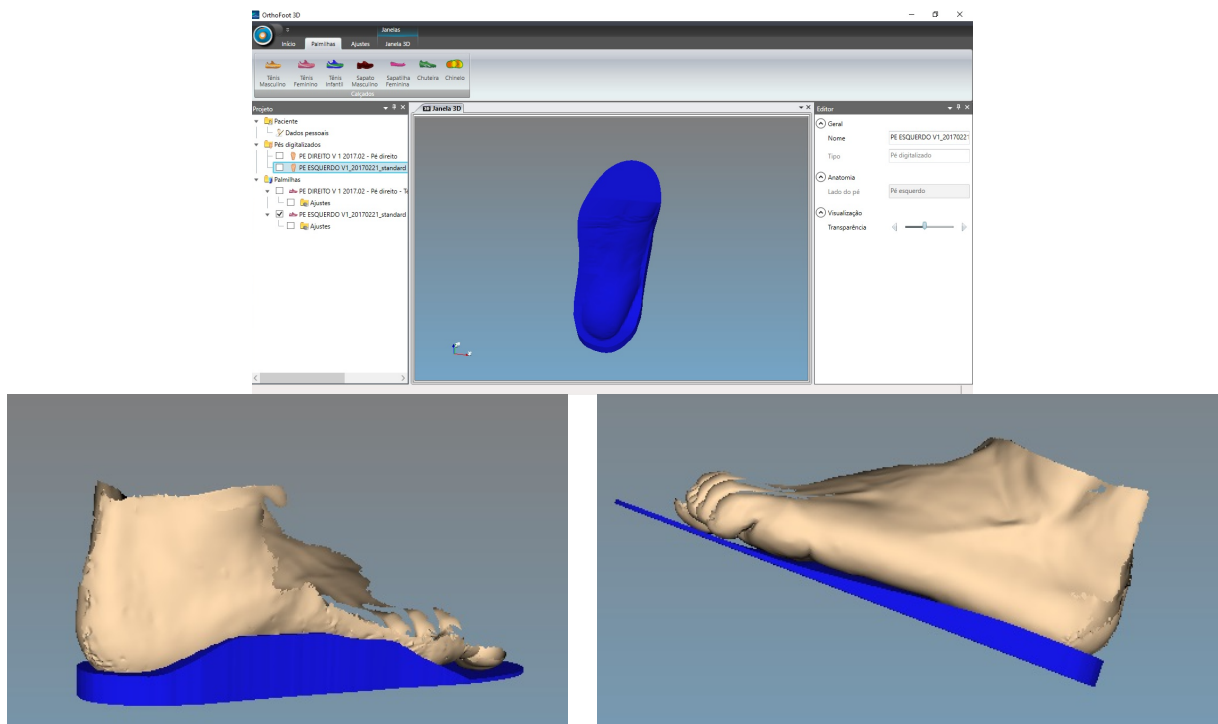
**Figura 4.6** - Imagens .STL do pé direito em 3 posições.



**Figura 4.7** - Imagens .STL do pé esquerdo em 3 posições.

#### b) Design da Palmilha 2

As digitalizações dos pés no formato .STL foram enviadas por e-mail à empresa TechFeet e através do software OrthoFoot 3D a palmilha foi desenvolvida pelo profissional. Além da necessidade das digitalizações, a empresa entra em contato com o paciente para esclarecer o tamanho do calçado, perguntar para qual finalidade a palmilha irá servir se é para alguma correção no pé e se existe alguma necessidade especial, também é questionado sobre a espessura da palmilha que deseja ou se é apenas uma palmilha anatômica, no caso foi solicitada uma palmilha anatômica e semirrígida, pois será usada dentro de um calçado esportivo. A figura 4.8 é a palmilha modelada através do positivo do pé.

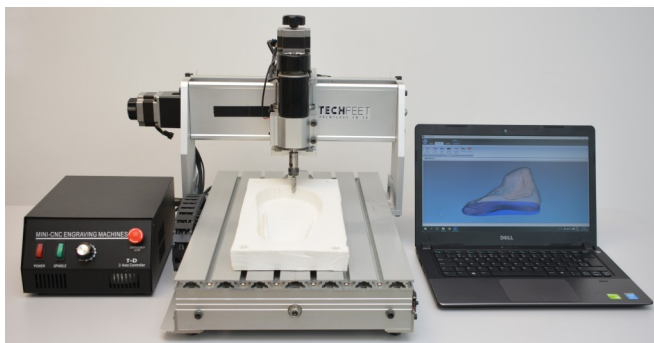


**Figura 4.8** - Palmilha 2 confeccionada pelo software OrthoFoot 3D.



### c) Customização da Palmilha 2

As palmilhas desenvolvidas no software OrthoFoot 3D são produzidas pelo equipamento de CNC, no caso o equipamento é denominado de OrthoCNC, figura 4.9, que é conectado ao computador e depois de receber as informações das palmilhas, produz elas com precisão de 0,05 milímetros.



**Figura 4.9** - Equipamento OrthoCNC que produz as palmilhas na TechFeet.

As palmilhas depois de prontas são enviadas por correio ao consumidor final. A figura 4.10 é a palmilha pronta. A base da palmilha é produzida por uma mistura de borracha e EVA, um material macio, com grau de resiliência e efeito memória. O topo é produzido com EVA micro perfurado, os micros furos servem para absorver o suor, é um material pouco denso e macio, principalmente por causa dos micros furos.



**Figura 4.10** - Palmilha personalizada pela TechFeet, P2.

## 4.2 - Análises da pressão plantar e do controlo postural

As análises realizadas para verificação das pressões plantares e do controlo postural para este trabalho foram feitas com a palmilha de pressão e um baropodometro, respetivamente.

#### 4.2.1 - Análise das pressões plantares

A análise com a palmilha de pressão foi realizada no Laboratório de Biomecânica do Porto (LABIOMEPE) com a palmilha de pressão da marca novel, com o sistema pedar®, que mede a distribuição de pressão através do monitoramento das cargas locais entre o pé e o sapato. A palmilha é conectada por um cabo USB ao computador e transfere as informações captadas para o software próprio da marca. Os sensores estão por toda a palmilha, por isso analisam toda a superfície plantar do pé, ou seja, o médio pé, ante pé e retro pé, os dados são enviados ao software que disponibiliza como resultado as imagens de pressão máxima (MPP) dos pés, imagens de pressões médias (MVP), análise de carga corporal, imagens de pressão 2D e 3D etc.

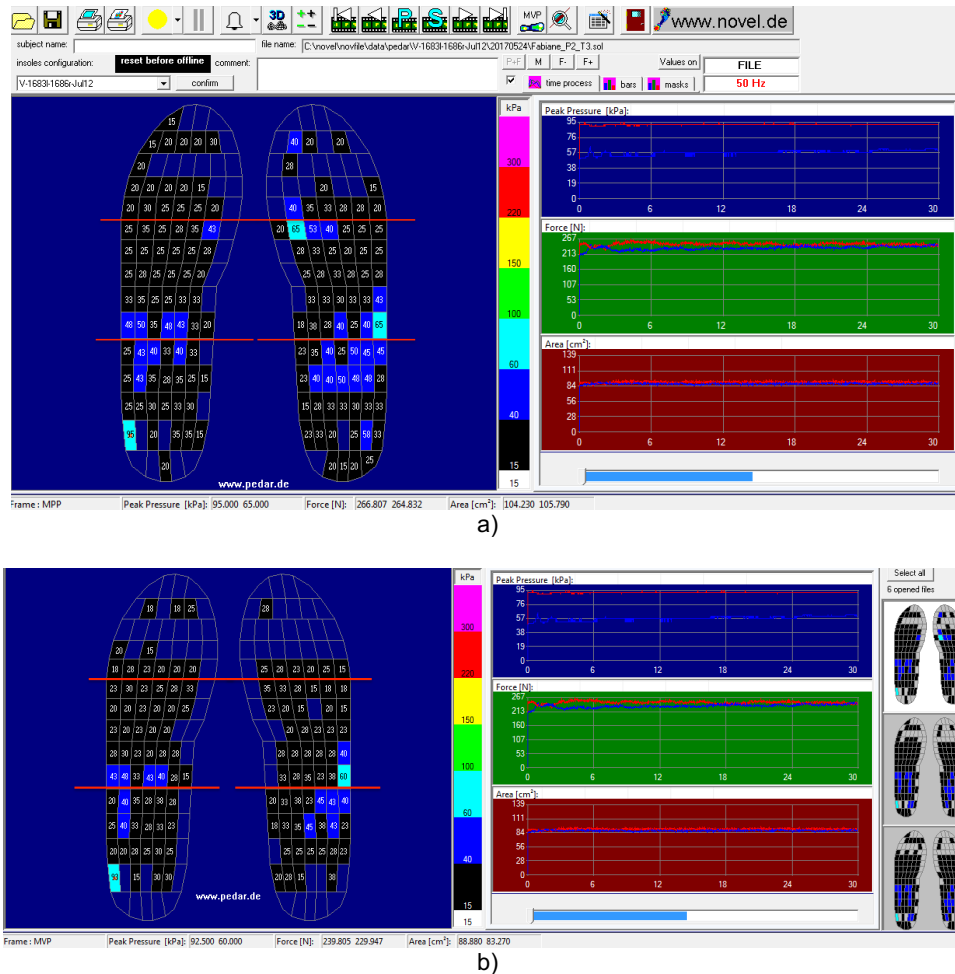
Primeiramente foi escolhido o par da palmilha pedar® de tamanho europeu 36/37, V.1686R para o teste com o pé direito e V.1683L para o pé esquerdo, como demonstrado na figura 4.11. Para dar início aos testes é sempre realizada a calibração das palmilhas de pressão, quando a palmilha P1 foi trocada pela P2, foi realizada uma nova calibração. Foram feitas 3 repetições de 60 segundos cada, em pé, de forma estática e com os olhos abertos utilizando a P1 e 3 repetições de igual maneira com a P2, com frequência de coleta de 50 Hz. Depois os dados recolhidos das palmilhas de pressão são enviados para o programa pedar-x recorder.



**Figura 4.11** - a) Palmilha de pressão abaixo do pé esquerdo, b) Palmilha de pressão abaixo do pé direito.

Os resultados gerados pelo software serão analisados a partir das imagens de pressão máxima (MPP) e de valor médio (MVP), em kPa. A figura 4.12 contém linhas em vermelho para demonstrar a separação que foi feita do pé em retro pé, médio pé e ante pé para possibilitar a análise região por região. Os sensores que estão com valor de pressão na imagem, são os sensores que sofreram pressão do pé e foram acionados, ou seja, é o local aonde o pé exerce pressão para se manter de forma estática, com alguma oscilação, e os números são referentes a pressão exercida durante o teste. Na primeira imagem da figura está representada as máximas pressões plantares com a P2 na terceira repetição e na segunda imagem a média das pressões plantares do mesmo teste.





**Figura 4.12** - Demonstração do software novel, para análise do sistema pedar®, referente ao resultado da análise de a) MPP da terceira repetição da P2, b) MVP da terceira repetição da P2.

Na parte esquerda da figura estão demonstrados os sensores acionados durante o exercício e as respectivas pressões sofridas, no meio da figura se encontra a legenda das cores referentes às pressões, ou seja, sensores com a coloração em preto podem variar suas pressões de 15 a 40 kPa, sensores em azul variam de 40 a 60 kPa, sensores em azul claro tem suas pressões variando de 60 a 100 kPa e assim por diante. No lado direito da figura estão presentes os gráficos com as variações da pressão de pico versus tempo, força versus tempo, área versus tempo.

Para calcular a média e o desvio padrão de cada região do pé vai ser utilizado o programa Excel. As análises dos resultados serão feitas pela média dos sensores de cada divisão, ou seja, serão somados separadamente todos os sensores do ante pé, médio pé e retro pé, e o resultado será dividido pelo número de sensores acionados durante o teste. Estes cálculos serão feitos para as 3 repetições de cada palmilha. O resultado de cada repetição de uma palmilha, será somado entre si e posteriormente feito a média das 3 repetições, referente a cada região. O mesmo será feito para a outra palmilha e para todas as regiões.

$$Média = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (1)$$

Sendo,

x: pressões de cada sensor acionado no teste

n: número de sensores acesos na região do pé em que está sendo verificado

Depois de calculada a média das partes do pé para todos as imagens de MPP dos testes da P1 e da P2, foi somada e tirada a média e o desvio padrão global para cada região do pé e das 3 repetições. Exemplo: para os testes 1, 2 e 3 da P1 foram encontradas as médias para o retro pé, medio pé e ante pé na imagem MPP, as médias calculadas foram relacionadas entre si para encontrar a média total e o desvio padrão, equação 3. Para encontrar os resultados da MVP foi feito o mesmo procedimento.

$$DP = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (xi - média)^2} \quad (2)$$

Assim que todas as médias dos seis testes foram calculadas, procedeu-se com a comparação entre as médias do retro pé, médio pé e ante pé entre a P1, P2 através do coeficiente de correlação de Pearson, e posterior comparação com as palmilhas testadas no trabalho anterior, sendo elas um par de palmilhas moldadas por termomodelação e um par de palmilhas convencionais.

#### 4.2.2 - Análise do controlo postural

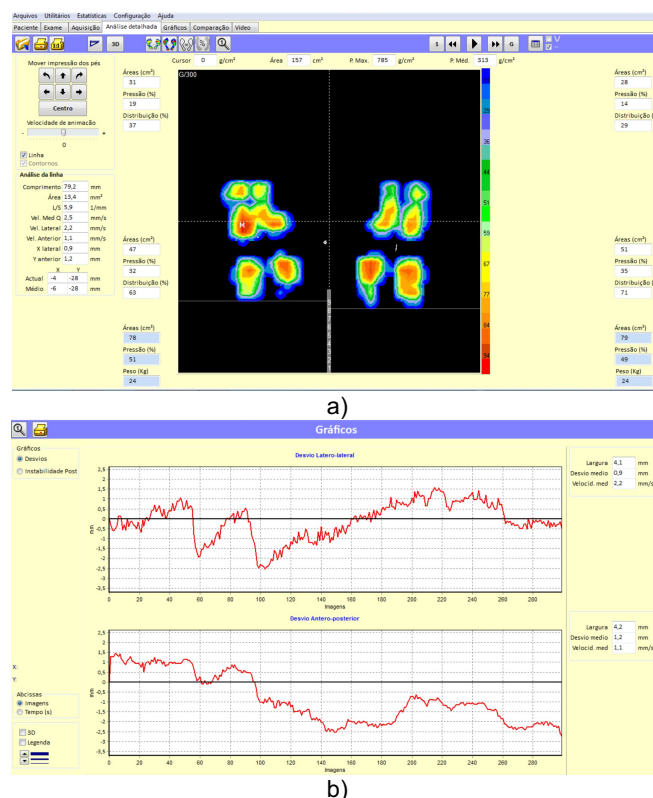
A análise do controlo postural foi realizada com a plataforma de força T plate, da marca medicapteurs, no estúdio de pilates Humanitus, no Brasil. Este equipamento mensura as oscilações, numa taxa de frequência de 50 Hz e transforma em sinais elétricos e um software amplifica, grava e analisa estes sinais. A plataforma é conectada por USB ao computador e as informações são enviadas ao software do equipamento. Nos testes a pessoa permaneceu 60 segundos de maneira estática e com os olhos abertos sobre a plataforma de força, foram realizadas 3 repetições para cada palmilha.

Com este equipamento, figura 4.13, foi possível analisar a estabilometria postural e fazer um registro da oscilação do corpo na postura ortostática, que avalia se o corpo oscila para o lado direito ou esquerdo e no sentido ântero ou posterior, verificando assim a amplitude do deslocamento ântero-posterior e a amplitude do deslocamento médio-lateral.



**Figura 4.13** - Baropodometro T plate, medicaptours.

As informações fornecidas são dadas em formas de gráficos dos desvios ântero-posterior e desvios médio-lateral, com os registros quantitativos do deslocamento dos desvios no tempo de 60 s, o desvio e a velocidade média. Também são fornecidos os registros da área e do comprimento que a linha do COP (centro de pressão) sofre durante a oscilação no momento que o indivíduo permanece estático, como demonstrados nas imagens da figura 4.14.



**Figura 4.14** - Teste do controlo postural a) Medição da área e do comprimento, b) Gráfico em cima sobre o desvio médio-lateral e o gráfico abaixo referente ao desvio ântero-posterior.

A análise da instabilidade corporal será feita através de um estudo sobre o COP por estabilometria, que é a medida e o registro da contínua oscilação do corpo na postura ereta. A área

relaciona-se com uma área de confiança do deslocamento do COP, próximo a 95 % dos pontos do COP. A velocidade média se relaciona com o deslocamento total, que é a distância percorrida pelo COP na fase estática, por um período de tempo (Fonseca 2011). Os métodos para analisar o COP são as análises da área de migração do COP, velocidade de migração do COP, comprimento do COP (Duarte 2000). O desvio padrão neste caso mede a dispersão do deslocamento do COP da posição média durante um intervalo de tempo. A análise será feita a partir da análise do comprimento, da área e dos gráficos dos desvios relacionando os 3 resultados da P1 e depois comparando com os 3 resultados da P2. Finalizando com a comparação dos resultados do trabalho anterior e com a literatura e relacionando com o teste das pressões plantares.

### **4.3 - Resumo**

Neste capítulo foi descrito todo o procedimento para se obter as duas palmilhas que serão usadas nas análises, o processo de captura da geometria do pé e formas de produção diferentes também foi relatado. Finalizando o capítulo com a descrição das análises realizadas, de controle postural, com um baropodometro, e análises das pressões plantares, com palmilha de pressão.

## Capítulo 5

### Resultados e Discussão

Neste capítulo serão apresentados os resultados dos ensaios realizados, que foram descritos no capítulo anterior e também as discussões referentes a estes resultados. As discussões serão feitas a partir das comparações dos resultados presentes neste trabalho, com os resultados encontrados no trabalho feito na disciplina "Trabalhos Práticos" e trabalhos similares presentes na literatura. O Trabalho Prático foi feito com um par de palmilhas personalizadas, por termodelação, e um par de palmilhas convencionais, produzidas em escala, onde foram comparadas através das mesmas análises do presente trabalho, usando uma palmilha de pressão e um tapete de força. Este trabalho tem como objetivo analisar as diferenças do controle de postura e das pressões plantares usando palmilhas produzidas através de diferentes maneiras e com diferentes materiais.

É importante ressaltar que todas as palmilhas personalizadas foram usadas por um período de tempo baixo antes dos testes terem sido realizados, por uma questão de tempo. Os resultados aqui analisados podem decorrer do fato do indivíduo não estar tão habituado às palmilhas, isto aumenta a instabilidade, porque os músculos que contribuem para a estabilidade estática e dinâmica com o tempo vão se tornando mais frágeis, pois deixam de serem usados, e como as palmilhas personalizadas levam muito em conta a questão de melhorar a altura do arco plantar, seja para diminuir ou aumentar, os músculos que antes estavam em desuso tornam-se ativos aumentando a instabilidade postural, provavelmente até que os músculos se acostumem com a palmilha personalizada (Mattos 2006), pois o uso de palmilhas que são diferentes das convencionais faz uma reprogramação postural e alinham os segmentos corporais. Para (Nigg, Hintzen, and Ferber 2006) a instabilidade tende a melhorar o controle postural com o tempo, pois este desequilíbrio fortalece os músculos do pé que estão intrínsecos e inutilizados, assim como o tornozelo. O indivíduo que realizou os testes não apresenta nenhuma patologia significativa nos pés e nem possui uma instabilidade preocupante.

## 5.1 - Análise das pressões plantares

A palmilha de pressão deteta as pressões plantares entre o pé e o sapato, podendo medir os efeitos de diferentes palmilhas (Rosenbaum and Becker 1997). Assim sendo, o teste para adquirir os dados das pressões plantares teve como instrumentos as palmilhas de pressão e o software da pedar-x recorder. Os dados foram recolhidos e analisados através do programa Excel e comparados pela correlação de Pearson.

Na tabela 1 e tabela 2 estão presentes os valores de média e desvio padrão calculados para os valores do pé esquerdo e do pé direito, respetivamente, retirados e analisados a partir das imagens de máximas pressões plantares (MPP) que contem as máximas pressões de cada sensor acionado; e a correlação entre os valores de máxima pressão entre as palmilhas personalizadas com FDM (P1) e CNC (P2).

**Tabela 1** - Valores de média, em kPa, e desvio padrão para as máximas pressões do pé esquerdo usando a P1 e a P2, mais as suas correlações de Pearson

		P1 - esq		P2 - esq		p
		Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão	
MPP	Ante pé	15,83	1,44	20,06	1,03	-0,84
	Médio pé	28,47	0,99	28,77	2,15	0,16
	Retro pé	27,19	1,08	32,62	0,35	-0,40

Na tabela 1, é representado que o médio pé esquerdo usando as duas palmilhas sofreu máximas pressões similares, mas levando em consideração aos prints retirados do programa da pedar presentes na figura 5.1 é possível verificar que a P1 fez com que o pé gerasse pressões apenas na região mais externa do médio pé, provavelmente pelo arco da palmilha ser bem alto, pois a correlação de Pearson neste caso é desprezível ( $p < 0,3$ ), então entre as duas apenas a média é próxima. O ante pé das duas palmilhas também representa similaridade, contudo houve muita pouca pressão exercida sobre a P1, conforme é possível visualizar pela figura 5.1. A P1 não apresentou pontos de máximas pressões elevadas no pé esquerdo, contudo o pé manteve-se apoiado no chão bem mais com o retro pé, o que não é algo pretendido, pois é indicativo de que houve pouca distribuição plantar.

Já a P2 apresentou uma maior área de sensores acionados, principalmente no pé esquerdo, com pouca diferença para completar a área entre o retro pé e o médio. O ante pé sofreu máximas pressões plantares similares as outras regiões do pé, não exatamente as altas pressões das outras duas regiões, como 48 kPa. Em ambas as palmilhas não houve altas pressões plantares, apenas um sensor da P2 apresentou um valor mais elevado (98 kPa), contudo o profissional que auxiliou no momento da análise informou que provavelmente estava com mal contato neste sensor, por ser mais próximo ao fio. Em vista desse fator os valores relativos a este sensor não foram adicionados as análises.

As correlações de Pearson para as médias do ante pé apresentam uma correlação forte ( $p > 0,7$ ) e para o retro pé é fraca ( $p < 0,5$ ). Novamente levando em consideração a figura 5.1, à relação

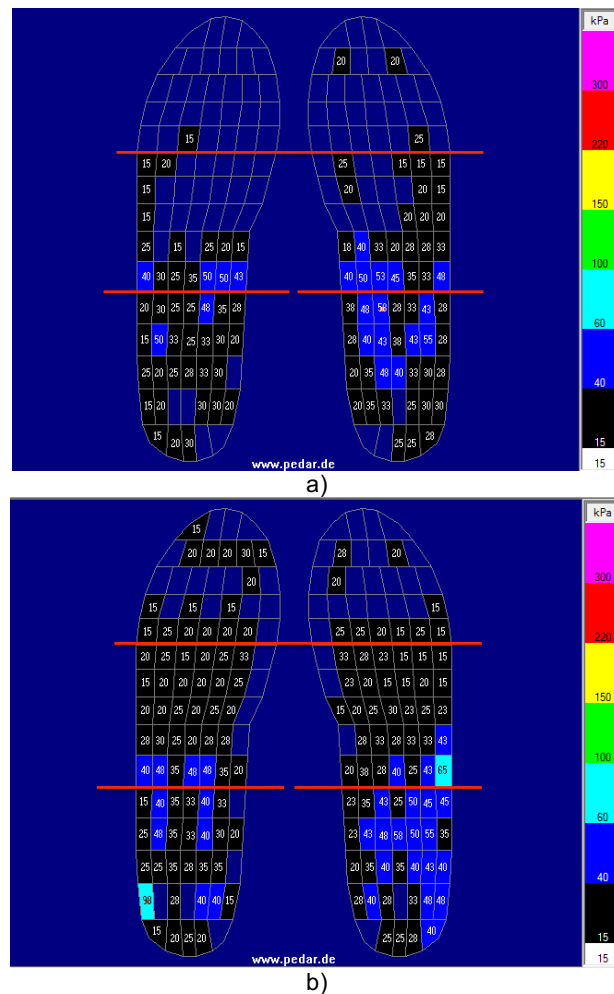
do ante pé são quase nulas por não apresentar praticamente nenhum sensor acionado na P1, estas correlações mais elevadas é um significado de que as pressões exercidas nestas regiões foram similares, não tem relação com a área de sensores acionados.

**Tabela 2** - Valores de média, em kPa, e desvio padrão para as máximas pressões do pé direito usando a P1 e a P2, mais as suas correlações de Pearson

		P1 - dir		P2 - dir		p
		Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão	
MPP	ante pé	20,94	0,85	23,38	3,41	-0,88
	médio pé	28,79	0,70	28,83	3,07	-0,87
	retro pé	34,52	0,81	36,00	2,82	0,95

Na tabela 2, se encontram as médias e o desvio padrão para o pé direito. Temos novamente valores de médias próximas entre a P1 e a P2, principalmente observando os valores de desvio padrão e pela correlação ser forte ( $p > 0,7$ ) nas 3 regiões do pé. Levando em consideração as imagens da figura 5.1, há neste caso um número de sensores acionados mais aproximadas e também, máximas pressões plantares mais elevadas do que o pé esquerdo nos testes com as duas palmilhas.

Comparando as médias dos pés, esquerdo e direito, usando a P2, os valores são muito próximos nas 3 regiões do pé, porém em relação a figura 5.1.b é nítido que o pé direito tende a apoiar mais com o retro pé no chão, tendendo assim a apoiar menos o ante pé no chão, ou gerar menos pressão na área. O médio pé dos 2 pés é realmente similar comparando ambos os resultados, das médias e da figura, e o pé direito exerce máximas pressões na grande parte das regiões do retro e médio pé, diferentemente do lado esquerdo. A partir das figuras 5.1 e 5.2 é possível concluir que o pé direito exerce uma pressão maior que o pé esquerdo e que ele tende a pisar mais com a parte externa, exercendo maiores pressões nesta região, como 48 kPa, com a P1, 61 kPa com a P2, um valor alto relacionando com as outras pressões exercidas usando esta palmilha.



**Figura 5.1** - Valores de máxima pressão plantar a) Palmilha 1, b) Palmilha 2

Na tabela 2 e tabela 3 estão presentes os valores de média e desvio padrão calculados para os valores do pé esquerdo e do pé direito, respetivamente, retirados e analisados a partir das imagens de MVP, imagens presentes na figura 5.2, que contêm os valores das pressões médias de cada sensor no período de 60 segundos para cada teste e a correlação entre as palmilhas P1 e P2.

**Tabela 3** - Valores de média, em kPa, e desvio padrão para as pressões médias do pé esquerdo usando a P1 e a P2 mais as suas correlações de Pearson

		P1 - esq		P2 - esq		p
		Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão	
MVP	Ante pé	0,00	0,00	19,48	0,87	0
	Médio pé	28,40	2,03	25,79	1,23	0,77
	Retro pé	26,38	0,21	31,76	0,46	-0,26

Os valores de média para o ante pé esquerdo usando a P1 foram nulos, ou seja, não foram gravados valores de média. Contudo não houve grandes médias pressões no médio pé e nem no retro pé esquerdo, e o pé manteve-se mais apoiado sobre o pé direito. A valor da correlação entre o



médio pé entre as duas palmilhas é alta, porém pela imagem é possível observar que o pé esquerdo da P1 quase não acionou sensores na região do arco plantar como quando foi feito o teste com a P2.

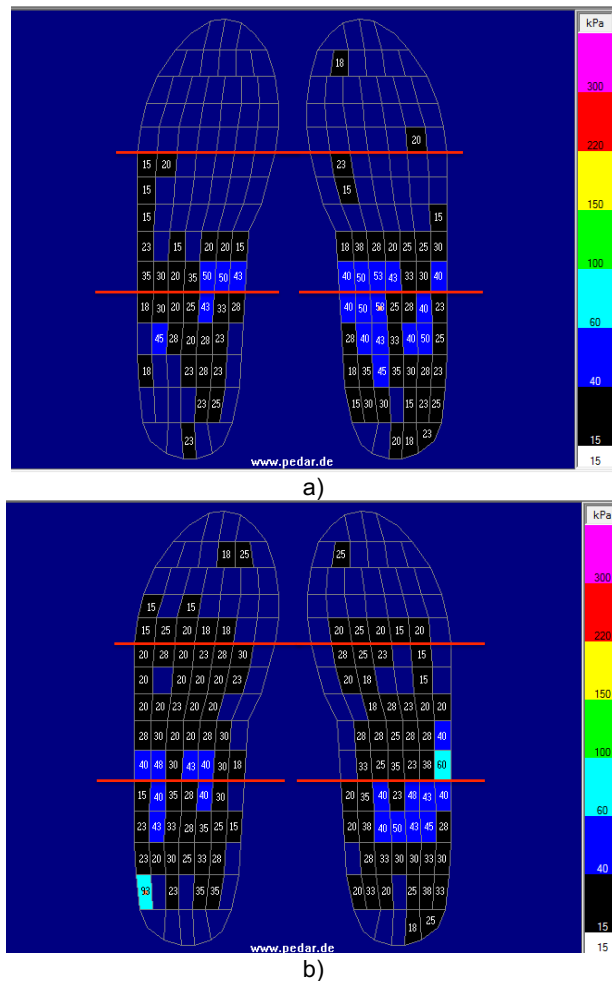
Os resultados dos testes de MVP com a P2 tiveram valores de médias próximos nas 3 regiões, mas menos próximos dos resultados visualizados com a MPP, mesmo assim os resultados se relacionam positivamente e condizem com as figuras.

**Tabela 4** - Valores de média, em kPa, e desvio padrão para as pressões médias do pé direito usando a P1 e a P2 mais as suas correlações de Pearson

		P1 - dir		P2 - dir		p
		Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão	
MVP	Ante pé	19,00	1,00	21,49	1,71	-0,76
	Médio pé	31,49	0,79	27,11	0,40	-0,70
	Retro pé	31,37	0,38	32,34	1,90	0,18

Considerando a correlação de Pearson a correlação para o médio pé direito foi alta, mas não tão alta se analisando os valores de média total e desvio padrão. Isto ocorre porque as pressões médias foram similares proporcionalmente ao número de sensores acionados em cada palmilha. Pela figura 5.2 é evidente que a P2 acionou sensores em toda a região do médio pé, mas com área de contato maior no retro pé e a P1 acionou apenas na região rente ao retro pé e em grande área de contato no retro pé. Havendo uma maior distribuição plantar usando a P2 no pé direito, tendendo, também, para o exterior do pé.

Comparando os resultados de MVP para os dois pés, fica claro que o pé direito sofre com maiores pressões plantares, tendo distribuições similares com o uso da P2 e com muito pouca distribuição no pé esquerdo da P1.



**Figura 5.2** – Valor de média pressão plantar MVP a) Palmilha 1, b) Palmilha 2.

As plataformas de força são excelentes para analisar a força de reação do solo, mas não são completas para analisar a distribuição do pé como um todo. Para isso são necessárias às palmilhas de pressão ou tapetes de pressão, para este trabalho foram escolhidas as palmilhas, pois possuem sensores discretos espalhados por toda a superfície, cada sensor fornece as máximas e médias pressões de cada ponto, resultando numa distribuição espacial de pressão plantar (Schmeltzpfenning and Brauner 2013).

Através das análises da palmilha normal do primeiro trabalho a distribuição de pressões plantares do indivíduo, que realizou os testes, normalmente são pressões máximas e médias muito altas no retro pé e dos dois pés algo em torno dos 63 kPa à 88 kPa para o MPP e 60 a 80 kPa para o MVP. Ambos os pés quase não pisam com o ante pé, mas a P1 mesmo não acionando sensores no ante pé ocasionou uma diminuição da pressão mesmo tendo o arco plantar bem mais elevado, também pode ser explicado pelo fato da palmilha ser mais dura, variando sua MPP de 43 a 55 kPa no retro pé e ainda com MPP no médio pé, que na convencional quase não tinha sensor acionado, entre 40 a 53 kPa. E para a P2 os valores mais altos da MPP no retro pé são entre 40 a 55 kPa e no médio pé entre 40 a 65 kPa, com muitos sensores acesos no ante pé, comprovando que a P2 faz uma redistribuição plantar em toda a área plantar do pé. A P1 diminui as altas pressões do retro pé, mas não chega a redistribuir até o ante pé, talvez este fato esteja ligado ao elevado arco plantar que

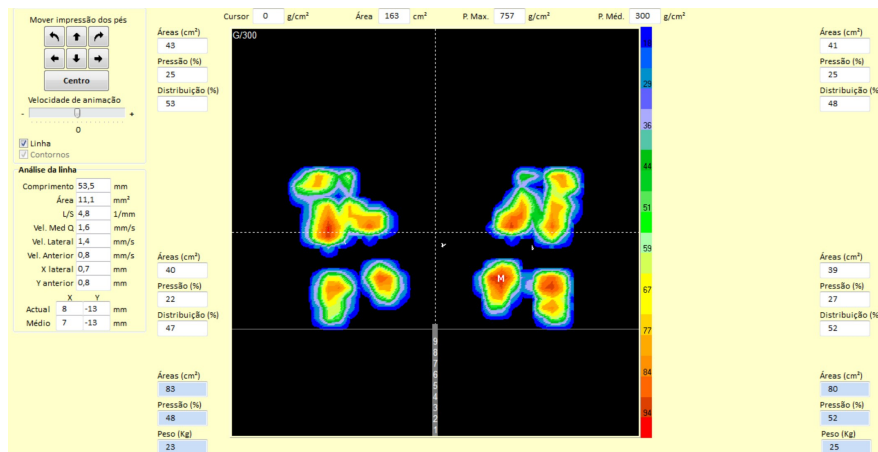
atrapalhou e fez o pé se posicionar mais lateralmente. Mais a frente será feita uma maior comparação entre as palmilhas.

## 5.2 - Análise do controlo postural

Estudos demonstram que a estabilidade postural tem relação com a altura do arco plantar medial (Birinci and Demirbas 2017) e o controlo da postura envolve um *feedback* somatossensorial, visual e auditivo para manter o balanço e estabilizar o corpo (Shiller et al. 2017). O sistema nervoso central (SNC) permite que o corpo se adapte as diferentes mudanças que ocorrem no ambiente (Paton et al. 2016). O sistema visual é o mais complexo, quando os indivíduos se mantêm de olhos fechados a instabilidade aumenta de forma dobrada, o cenário em que são realizados os testes também interfere na estabilidade, se a retina se mantém focada sem distrações ela tende a ser menor. O sistema somatossensorial responde conforme as sensações do corpo, fazendo com que o SNC responda para minimizar o desconforto. No caso deste trabalho a P1 tem a região do arco plantar mais alto promovendo pontos de desconforto, assim a oscilação tendeu a ser maior e como dito anteriormente há relação do arco e da instabilidade. Este sistema também indica ao SNC sobre a força que o pé exerce sobre a superfície, a velocidade etc. Já o sistema auditivo interfere pela quantidade de som do ambiente, quanto maior o ruído, mais difícil manter o controlo postural (Francisca et al. 2011). Estes são alguns elementos que podem também interferir na instabilidade postural durante os testes.

A estabilidade postural é muitas vezes caracterizada pelo deslocamento do centro de pressão (COP). O COP é uma resultante das forças verticais de reação no solo, sendo o resultado do controlo postural e da força da gravidade e se encontra entre os dois pés atuando sobre a plataforma de força (Duarte 2000). Ele reproduz as orientações, que podem ser medidas sobre uma plataforma de força e o resultado reflete em movimentos do corpo, nos deslocamentos ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML), e nas velocidades que fazem com que o corpo mantenha a estabilidade (Prieto et al. 1996). Um indivíduo quando se mantém de maneira estática sobre a plataforma pode ter seu COP medido para analisar a instabilidade e os desvios ântero-posterior e médio-lateral, através dos valores adquiridos. Depois de ter os dados recolhidos, o programa referente a plataforma analisa-os e fornece como resposta uma linha de deslocamento do centro de pressão presente entre os dois pés, como por exemplo na Figura 5.3, e os valores de área, comprimento etc, decompostas como apresentados na tabela 5.

A Figura 5.3 é referente ao resultado de um dos testes com a P1 e a tabela 5 são os resultados das médias e dos desvios padrões dos 3 testes com a P1 e dos 3 testes com a P2.



**Figura 5.3** - Resultado do segundo teste com a P1.

A figura 5.3, retrata que o pé direito exerceu maior pressão que o pé esquerdo, 52 % da pressão está presente no direito, e dos 48 kg que o indivíduo tem de massa, 25 kg do peso do indivíduo sobrecarregou este pé, enquanto o outro exerceu 48 % de pressão e 23 kg tenderam para o esquerdo. Tendo também o valor de  $757 \text{ g/cm}^2$  ( $74,23 \text{ kPa}$ ) como a máxima pressão exercida sobre a plataforma em algum ponto, neste teste foi na região do retro pé direito, local onde se encontra o M na figura, este resultado vai de encontro com o resultado da análise da pressão plantar, onde houve maior pressão plantar no retro pé do pé esquerdo usando a P1.

**Tabela 5** - Resultados de média e desvio padrão das repetições realizadas com a P1 e P2, com as respostas decompostas da linha do COP

	P1		P2	
	Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão
Comprimento (mm)	65,93	13,94	70,40	8,65
Área ( $\text{mm}^2$ )	19,53	10,08	23,83	21,36
L/s (1/mm)	3,73	1,10	4,57	2,75
Vel. média Q (mm/s)	2,03	0,45	2,20	0,30
Vel. lateral (mm/s)	1,80	0,40	1,90	0,26
Vel. anterior (mm/s)	0,93	0,23	1,03	0,12
X lateral (mm)	1,00	0,70	1,50	1,22
Y lateral (mm)	1,13	0,31	1,30	0,17

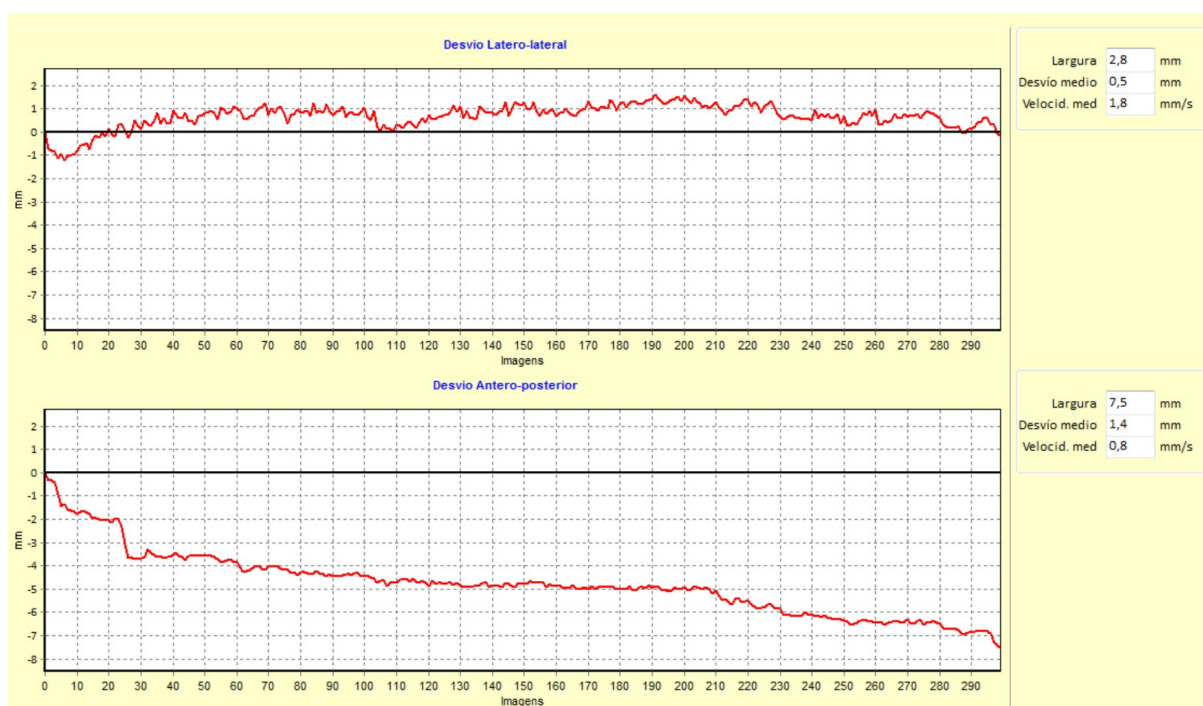
A tabela 6 são os resultados da área e comprimento dos testes com a P1. Na análise de cada palmilha o indivíduo teve altos valores de área e comprimento, o teste da P1 teve como resultados:

**Tabela 6** - Valores de comprimento e área nos testes (T1, T2 e T3) usando a P1

	P1 - T1	P1 - T2	P1 - T3
Comprimento (mm)	81	53,5	63,3
Área ( $\text{mm}^2$ )	30,7	11,1	16,8

Os testes foram feitos um seguido do outro e se relacionar a tabela 5 e tabela 6, a partir da análise dos resultados separadamente, é possível perceber que há uma tentativa de reestabelecer o mínimo equilíbrio da postura, do primeiro para o segundo teste. A área de oscilação do COP foi menor no segundo e terceiro teste e consequentemente o comprimento diminuiu também. Provavelmente foi feita uma correção do corpo para tentar melhorar o aumento do desequilíbrio no decorrer do tempo do uso da palmilha para os testes. Há sempre um mínimo movimento, os corpos nunca se mantem completamente estáticos. A velocidade média com a P2 foi maior, isto indica que houve maior controle para manter o equilíbrio com esta palmilha.

A média da velocidade ML foi mais elevada que a velocidade AP, indicando um maior controle na manutenção do equilíbrio no primeiro sentido. Como mostrado nos gráficos de estabilogramas da figura 5.4, na tabela 7 e tabela 8.



**Figura 5.4** - Gráfico acima é do desvio médio lateral e o gráfico de baixo representa o desvio ântero-posterior da P1, referente ao segundo teste.

No mapeamento dos planos AP e ML, a partir dos gráficos são analisados dois padrões, multi-região, quando se muda a posição do COP várias vezes, e uni-região, quando muda poucas vezes. Ocorre um *shifting* (como se fosse um degrau no gráfico), quando há um rápido deslocamento de uma região para a outra da posição do COP, este *shift* é possível visualizar bem na figura 5.6; um *fidgeting* (um pulso), tendo um rápido e grande deslocamento do COP, retornando para a mesma posição; e *drifting* (uma rampa), quando o deslocamento do COP é contínuo e lento (Duarte 2000).

Nos gráficos os resultados destes padrões mostram que para o desvio ML ocorreram vários *fidgets*, ou seja, tiveram muitos deslocamentos rápidos do COP, mas voltaram para a mesma posição, maior velocidade, a amplitude deste primeiro gráfico indica um controle maior no sentido ML, a linha se manteve sempre próxima a linha de separação dos dois sentidos. Para o desvio AP houve

um *shift* no início, ou seja, o COP variou de região e depois seguiu com um longo *drift*, mantendo um COP com deslocamento lento e contínuo, e com menor velocidade. Este deslocamento foi maior no sentido posterior, pois foi seguindo abaixo da linha delimitada dos dois desvios.

**Tabela 7** - Resultados das médias e desvios padrões do deslocamento médio-lateral com a P1

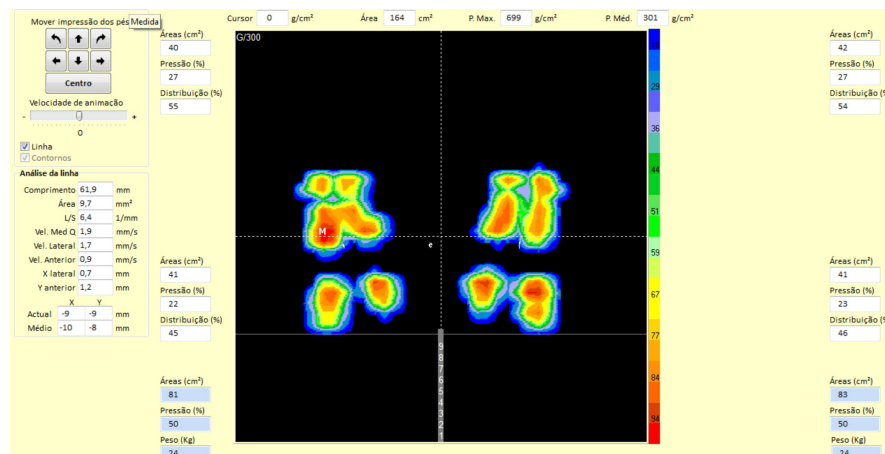
P1			
		Média	Desvio Padrão
Deslocamento médio-lateral	Largura (mm)	4,70	2,55
	Desvio médio(mm)	1,00	0,70
	Vel. média (mm/s)	1,80	0,40

**Tabela 8** - Resultados das médias e desvios padrões do deslocamento ântero-posterior com a P1

P1			
		Média	Desvio Padrão
Deslocamento ântero-posterior	Largura (mm)	5,50	1,87
	Desvio médio (mm)	1,13	0,31
	Vel. média (mm/s)	0,93	0,23

Os deslocamentos, leia-se amplitude, do indivíduo, referentes aos testes com a P1, são maiores no sentido ântero-posterior, neste desvio teve maior oscilação também. Tendo uma maior estabilidade no desvio médio-lateral.

Os resultados dos testes realizados com a P2 estão presentes na tabela 5 e na figura 5.5.



**Figura 5.5** - Resultado do segundo teste com a P2.

Os resultados da área de migração do COP e comprimento do COP para a P2 foram mais altos do que com a P1, mas a partir da tabela 9 abaixo, comparando com a tabela 6, nota-se que na realidade o valor da área foi maior com a P2 apenas por causa do primeiro teste, se não a média da P2 seria menor.

Novamente o primeiro teste apresentou ter um valor de área muito além dos outros dois resultados, a explicação para este fato se da na necessidade do corpo do indivíduo se acostumar

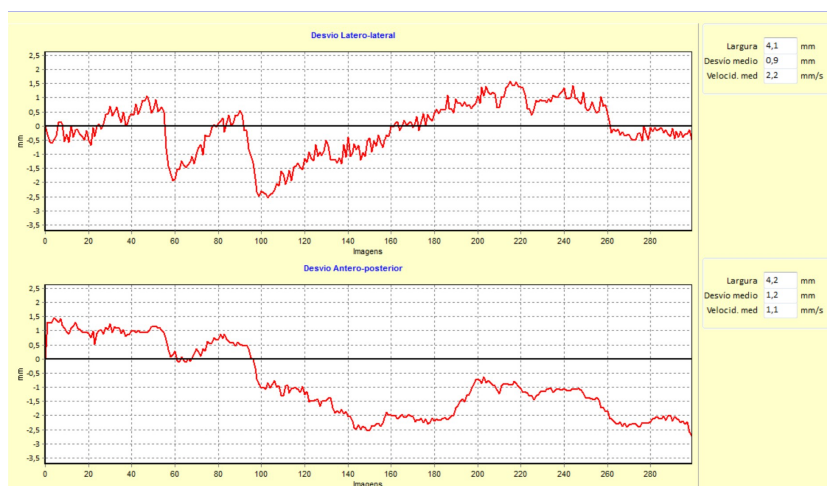
com a palmilha na posição ortostática por 60 segundos, pois nos outros testes a oscilação, ou seja, a área que corresponde a oscilação do COP diminuiu.

**Tabela 9** - Valores de comprimento e área nos testes (T1, T2 e T3) usando a P2

	P2 -T1	P2 -T2	P2 - T2
Comprimento (mm)	70,1	79,2	61,9
Área (mm <sup>2</sup> )	48,4	13,4	9,7

A velocidade no desvio médio-lateral foi mais alta do que a velocidade no desvio ântero-posterior indicando um maior controle sobre a oscilação assim como ocorreu com os testes da P1. A partir da figura 5.4 podemos retirar a informação de que a P2 proporcionou um equilíbrio sobre as pressões geradas com o pé esquerdo e direito sobre a plataforma, cada pé gerou 50 % da pressão total e os outros testes tiveram valores similares de porcentagem com esta palmilha. Tendo como pressão máxima o valor de 699 g/cm<sup>2</sup> (68,54 kPa).

Na tabela 10 e na tabela 11 estão descritos as médias e os desvios padrões para os desvios do COP representado na figura 5.6



**Figura 5.6** - Gráfico acima é do desvio médio lateral e o gráfico de baixo representa o desvio ântero-posterior da P2, referente ao segundo teste.

No gráfico ML há dois grandes shifts, isto significa que o COP variou de região para outra de forma rápida. Com vários fidgets, isto é, variando o COP e este retornando para o mesmo ponto e com drifts, este gráfico demonstra que o COP variou muito na região ML no decorrer dos 60s, mas com velocidade maior que no desvio AP, ou seja, tentando manter a estabilidade, as pressões máximas foram na parte mais externa do pé, com a P2. No gráfico do desvio AP, o deslocamento foi mais suave, mas com variações em amplitude. Ocorreram *shifts*, com *drifts* (rampas) de forma suave, um lento e contínuo deslocamento do COP, uma velocidade mais lenta.

Comparando os gráficos da figura 5.4 e 5.6, o COP representou ter uma menor variação com a P1 pelas menores amplitudes, o pé não teve sua pressão bem distribuída com esta palmilha, mas

as velocidades do P2 foram mais altas, indicando que mesmo ocorrendo os desvios houve menos instabilidade e o pé também distribuiu melhor as pressões.

**Tabela 10** - Resultados da média e desvio padrão do deslocamento médio-lateral com a P2

P2		Média	Desvio Padrão
Deslocamento médio-lateral	Largura (mm)	5,87	4,24
	Desvio médio(mm)	1,50	1,22
	Vel. média (mm/s)	1,90	0,26

**Tabela 11** - Resultados da média e desvio padrão do deslocamento ântero-posterior com a P2

P2		Média	Desvio Padrão
Deslocamento ântero-posterior	Largura (mm)	4,73	0,84
	Desvio médio (mm)	1,30	0,17
	Vel. média (mm/s)	1,03	0,12

Como resultado aos desvios com a P2, o indivíduo manteve-se com maior amplitude no desvio médio-lateral por causa do primeiro teste que teve como resultado valores um pouco mais altos comparando com os outros dois testes com a P2, estes dois testes resultaram em valores também menores que o menor valor do deslocamento ântero-posterior. Levando em consideração também o desvio padrão, a amplitude foi menor no desvio ântero-posterior, confirmando o fato da menor velocidade ser neste deslocamento.

O COP que é o resultado do controlo postural e da força da gravidade, em momentos de instabilidade ele varia da região central para outras regiões, como AP ou ML, sendo assim uma medida de deslocamento. O centro da massa (CM) é mantido sobre o corpo e quando há instabilidade o CM tende a sobre por o peso na perna com maior estabilidade, isto aumenta ainda mais a instabilidade e a real necessidade é manter o CM em equilíbrio com o COP (Shiller et al. 2017). No presente trabalho o COP teve variações distintas nos 3 testes para cada palmilha e comparando as duas palmilhas a P2 apresentou um menor controlo postural, dentro de uma área menor, levando em consideração que o primeiro teste com a P2 ficou muito fora do contexto em relação à área da elipse em que equivale ao deslocamento do COP. Tendo em consideração o peso do indivíduo, a área e a porcentagem de pressão, os resultados para a P2 foram muito equilibrados, revelando que por mais que haja uma maior instabilidade com a P2 manteve-se próximo o CM e o COP com esta palmilha, principalmente porque a área de migração do COP foi menor. O desvio e a comprimento do COP médio-lateral foi menor do que o ântero-posterior nos testes com as duas palmilhas e com velocidade maior no desvio médio-lateral. Esses dados revelam que pelo indivíduo ter uma maior velocidade no ML ele estabiliza mais rapidamente neste sentido, houve uma distribuição maior das pressões plantares no sentido AP e de forma mais lenta. Como o corpo se apoia mais no pé com maior estabilidade, explica o maior sobre peso do pé direito com a P1, pois com esta palmilha o direito teve uma melhor distribuição do que com o outro pé.



Comparando a instabilidade postural e as pressões plantares dos testes deste trabalho com o trabalho anterior, que utilizou uma palmilha normal e outra personalizada por termomodelação, e analisando apenas os valores encontrados para o controlo postural, é possível concluir que a P1 e a P2 são menos eficientes por apresentam áreas de COP maior (ignorando o primeiro teste da P2, as áreas da P2 são baixas), com velocidades no sentido ML e AP menores e desvios laterais maiores. Contudo, comparando os resultados com as pressões plantares é nítido que no caso da P1 e da P2 as altas pressões plantares encontradas nos testes anteriores já não estão mais presentes. No caso da P2, a distribuição plantar e as pressões plantares são muito diferentes, havendo uma maior distribuição das pressões para o médio pé e para o ante pé, apresentando maiores pressões no médio pé e sem as altas pressões no retro pé, tendo um apoio linear na região anterior e na região posterior e com percentagens similares em todas as regiões dos dois pés e consequentemente melhorando a base de sustentação do corpo e a estabilidade. A P2 apresentou ter um maior *shifting*, no ML, isto comprova que houve uma alta redistribuição do peso sobre as pernas (Duarte 2000) fazendo com que sobre os pés estivesse se balanceando, redistribuindo as massas do corpo, pois nos resultados da P2 metade do peso do indivíduo se encontra numa perna, metade em outra e também no sentido ML apresentou *fidgiting*, isto significa que redistribuiu a pressão nas articulações e aliviaram as pressões nas solas, isto explica que as pressões que antes eram altas com a palmilha normal no retro pé, se redistribuíram para todo o pé. E também se confirma através do gráfico do AP da P2 que ocorreu *drifting*, momento de um lento e contínuo deslocamento do COP, explicando a velocidade AP mais baixa, o corpo migrou como um todo e oscilou (Duarte 2000). Agregando os dois resultados, de controlo postural e análise da pressão plantar, responde ao fato de que há um menor controlo postural na AP, com maior área e menor velocidade, pois os pés estão se acomodando a uma nova palmilha que realiza o trabalho de redistribuir as pressões nos pés de forma a minimizar as pressões plantares altas antes encontradas no retro pé. A palmilha normal é a palmilha que sempre foi utilizada no dia-a-dia, que representa a grande percentagem de palmilhas utilizadas em todos os sapatos esportivos, uma palmilha que não leva em consideração o pé do indivíduo para a produção, mas sim de toda a população.

Os testes realizados com a P2 tiveram resultados melhores em relação a distribuição das pressões plantares, o pé esquerdo e direito tiveram sensores acesos por toda a palmilha de pressão. Contudo não tanto no ante pé, as altas pressões não foram muito elevadas e foram em poucos sensores. Como com a P1, o pé direito com a P2 também sofreu com as pressões relativamente maiores, principalmente pisando com mais força com o lado exterior do pé direito. No que diz respeito ao controlo postural, a P2 fez com que os pés gerassem porcentagens similares de pressão e o desvio médio-lateral foi mais estável que o desvio ântero-posterior, provavelmente este desvio foi gerado como resultado da redistribuição plantar do pé sobre a P2.

Com a P2 o pé esquerdo teve uma melhor distribuição plantar até o ante pé e o pé direito teve maiores pressões do que do esquerdo, até mesmo no médio pé, mas menos sensores foram ativados no ante pé, o corpo estava tentando se adaptar da melhor forma com a palmilha, pois mesmo com estas diferenças o peso do corpo se dividiu quase proporcionalmente para cada pé, uma maneira do corpo tentar se manter mais estável gerou uma maior instabilidade no primeiro teste,

melhorando com o passar dos segundos. O desvio ML também é maior e as pressões são maiores nas partes mais externas no médio pé, no calcanhar as pressões estão no centro, o pé tendeu para o lado, desbalanceado provavelmente pelo arco ser mais elevado do que a palmilha convencional, isto aconteceu para ambas às palmilhas, P1 e P2.

Analisando as pressões plantares das 4 palmilhas e os sensores ativos, confirma-se que o indivíduo tende a pisar com altas pressões sobre o calcanhar. A P2 fez com que as pressões dos dois pés se redistribuíssem para o médio e ante pé, com pressões uniformes, além de aumentar muito a área de apoio no médio pé, o ante pé não sofreu muito apoio, relacionando as respostas com a instabilidade, o indivíduo teve grandes variações no desvio ML, mas foram de forma rápida, e o desvio AP mais lento pode ser a resposta para a distribuição mais linear das pressões plantares. Como já descrito na revisão da literatura (McCormick, Bonanno and Landorf 2013) simularam órteses em EVA e reduziram significativamente as pressões máximas, material utilizado para a produção da P2. A P1 em comparação com a palmilha termomoldada e a convencional apresentou uma diminuição considerável das pressões no calcanhar, o desvio ML variou bastante, provavelmente por ter um arco plantar alto, o indivíduo tendeu a tentar manter o equilíbrio, mas os músculos estavam trabalhando mais intensamente.

### **5.3 - Análises dos métodos utilizados para produzir as palmilhas**

No estudo realizado por (Salles, Gyi, and Forrester 2011), com 31 participantes, foram produzidos pares de palmilhas personalizadas através da digitalização dos pés e produzidas palmilhas de controle, os níveis de desconforto foram maiores para os controles, apenas o do arco plantar foi maior para as palmilhas personalizadas, eles explicaram que isso ocorre, pois na digitalização a captura da geometria não é portadora de peso nesta região do arco e, assim sendo, não é a forma ideal de captura-lo, mas mesmo assim mostrou um conforto maior do médio pé do que a palmilha controle. No presente trabalho, a P2 que foi produzida através da digitalização do pé teve um maior conforto do que a P1 que foram feitas apenas imagens, mas em comparação com as outras palmilhas do trabalho anterior, a palmilha mais confortável é a palmilha personalizada por termomodelação, onde o pé se posiciona sobre a palmilha aquecida para moldá-la de acordo com o pé, sendo assim uma captura da geometria com o peso do corpo. No trabalho realizado por (Andre S. Salles and Gyi 2012), com 6 participantes, foram produzidos dois tipos de palmilhas para cada um, um par foi utilizado a digitalização do pé sem rolamento e por prototipagem rápida. Foram realizados testes como corrida e não houve desconforto com a palmilha personalizada em relação ao controle mesmo não tendo o peso para capturar o arco.

(Telfer and Woodburn 2010) fizeram uma revisão, selecionando 141 artigos, sobre o uso da digitalização 3D para medir e avaliar o pé e eles concluíram que as varreduras 3D são precisas, mesmo que ainda haja necessidade de melhorias, e também este tipo de mensuração do pé agiliza o tempo de produção das órteses. Esta conclusão vem de encontro com a P2 que é uma palmilha que se encaixa muito bem dentro do sapato esportivo, promove conforto ao pé e ainda por cima fez a o acionamento do maior número de sensores em comparação com as outras palmilhas. Por mais que a

P2 tenha tido a média da área maior, mas levando em consideração apenas o segundo e o terceiro teste, a área de variação do COP foi menor do que as outras duas personalizadas e a convencional. O estudo realizado por (Lee et al. 2014) mensurou os pés de 130 participantes para comparar qual método era o melhor para adquirir as dimensões dos pés, foram feitos com métodos convencionais, digital, carimbo e digitalizado, eles concluíram que para medir o comprimento do pé, o uso da pinça era a melhor forma, mas o método 3D tinha as melhores precisões. Contudo, destacaram a necessidade de um profissional de qualidade para realizar o procedimento de escaneamento do pé. Não foram encontrados artigos em que usassem apenas fotografias para capturar a geometria do pé, como feito para a produção da P1.

O trabalho feito por (Iglesias et al. 2012) foi realizado com idosos para analisar a estabilidade utilizando palmilhas rígidas e macias, encontraram que as palmilhas rígidas mantêm uma maior estabilidade do que as palmilhas mais macias, pois as palmilhas macias possuem um menor suporte mecânico para gerar forças reativas e desta forma exigem uma maior atividade muscular e com isso diminui a estabilidade. No caso dos testes realizados para este trabalho a P1 e a P2, palmilhas semirrígidas, geraram estabilidades semelhantes, mas em comparação com a palmilha convencional, macia, a instabilidade foi menor, mas o indivíduo pisou muito mais com o calcanhar, gerando maiores pressões.

(Lo et al. 2016) desenvolveram um estudo com 12 participantes, que realizaram 3 testes de pressões plantares andando, cada teste utilizou 1 tipo de palmilha. Os resultados comprovaram que as palmilhas tradicionais, não customizadas, fabricadas com EVA não são melhores do que as palmilhas fabricadas com espaçadores. Quando a palmilha era constituída de EVA na base, Poron como camada de amortecimento no meio e depois material espaçador em cima, houve uma melhora significativa da pressão, comparada também com a terceira palmilha que era apenas EVA e espaçadores, tendo como melhor resultado a palmilha 2, utilizando o Poron. Este material possui propriedades viscoelásticas e amortecedoras de choque e as junções dos materiais usados nas palmilhas tendem a fornecer uma melhor estabilidade em comparação com uma palmilha mais dura. No caso a P1 foi produzida com Poron, sendo uma palmilha semirrígida, talvez com o tempo ela tenda a se tornar mais confortável. No dia-a-dia, depois do pé se acostumar com a palmilha, ela se torna de fato mais confortável. Na revisão que eles fizeram, encontraram que uma palmilha produzida e customizada com EVA reduz os picos de pressão na área do calcanhar em comparação com as palmilhas pré-fabricas, isto está em acordo com os resultados da P2, que diminuiu as pressões mais elevadas que existiam no calcanhar.

Assim como a P1 que teve sua produção por equipamento de prototipagem rápida (PR) e a P2 que foi produzida a partir da digitalização do pé, no trabalho realizado por (Sun, Chou, and Sue 2009) foram digitalizados os pés de 50 pessoas para a produção de palmilhas  $\frac{3}{4}$ , com suporte de arco plantar e suporte de calcanhar por PR. Eles concluíram que houve um alto grau de conformidade entre a sola do pé e as palmilhas e os resultados das pressões plantares mostrou que houve redistribuição plantar nas regiões do calcanhar, médio e ante pé.

(Cronkwright et al. 2011) eles preferiram produzir a órtese personalizada por fresagem (CNC) para manter a forma da palmilha por mais tempo de uso e para atestar uma densidade uniforme e

(Jumani et al. 2014) consideram que as órteses produzidas por FDM são mais precisas, apresentam boa qualidade e são mais competitivas com o modelo convencional de produção. Em relação a este trabalho, é preciso de mais tempo para conseguir concluir se as palmilhas irão se manter em forma, sem desgastes por um grande período de tempo. As palmilhas produzidas por PR ainda são caras e a gama de material disponível para a produção utilizando as técnicas ainda é baixo, salvo o uso da CNC que possui mais disponibilidades de materiais.

## 5.4 - Resumo

Neste capítulo foram descritos os resultados das análises de pressão plantar e controlo postural, referentes aos testes realizados com os dois pares de palmilhas personalizadas. As palmilhas produzidas por customização para este trabalho foram usadas por pouco tempo até as análises serem realizadas, o corpo respondeu com alta instabilidade postural, mas segundo a literatura as palmilhas personalizadas produzem um efeito sobre o controlo postural gerando inicialmente um maior descontrolo até que os músculos acionados se ajustem ao novo esforço e melhorem a instabilidade.

Nas análises do efeito do uso da P1 sobre os pés foram as seguintes: a pressão plantar gerada pelo pé direito foi maior, sendo acometido com maiores pressões e com o maior número de sensores acesos em toda a palmilha direita; o pé esquerdo gerou menores pressões e a pisada tendeu para o lado externo da palmilha de pressão, provavelmente porque o arco plantar da P1 é mais elevado que as palmilhas normais e tem elevada densidade, ou seja, é mais dura. Em relação ao controlo postural, houve uma maior instabilidade no sentido ântero-posterior.

Os testes realizados com P2 tiveram resultados melhores em relação à distribuição das pressões plantares, o pé esquerdo e direito tiveram sensores acesos por toda a palmilha de pressão. Contudo não tanto no ante pé, as altas pressões não foram muito elevadas e foram em poucos sensores. Como com a P1, o pé direito com a P2 também sofreu com as maiores pressões, principalmente pisando com mais força com o lado exterior do pé direito. No que diz respeito ao controlo postural, a P2 fez com que os pés gerassem porcentagens similares de pressão e o desvio médio-lateral foi mais estável que o desvio ântero-posterior, provavelmente este desvio foi gerado como resultado da redistribuição plantar do pé sobre a P2.

A P1 e a P2 geraram reduções nas pressões plantares no calcanhar, que eram presentes quando utilizadas as duas palmilhas do teste realizado no trabalho anterior, uma palmilha convencional e a outra produzida por termo modelação. Esta palmilha é a mais confortável de todas e também melhorou a distribuição plantar em relação à palmilha convencional, porém as altas pressões no calcanhar continuaram presentes.

## Capítulo 6

# Conclusões Finais e Perspetivas Futuras

### 6.1 - Conclusões Finais

Uma leve irregularidade em nossos pés, um dos principais instrumentos do corpo humano, pode dar início a várias difusões no corpo humano. Desse modo, a indicação do uso de palmilhas personalizadas vem a ser um recurso válido a fim de evitar maiores problemas, mas também para melhorar a postura, aumentar o controlo do corpo e aliviar dores.

Existem diversas formas para produzir as palmilhas personalizadas. Os procedimentos usados para este trabalho envolveram a varredura do pé, fotografias e por termomodelação, que utilizou o peso do corpo para moldar a palmilha. O uso da digitalização plantar gera arquivos com os dados do paciente que pode ser armazenado e usado posteriormente para novas customizações. As três maneiras utilizadas não geram gastos extras de materiais para ter o negativo do pé, além disso, através destes métodos geralmente não são necessários ajustes e o tempo gasto é muito menor do que as formas convencionais. A literatura comprova que as palmilhas personalizadas redistribuem as pressões plantares e geram um maior conforto, pois promovem um bom ajuste ao arco plantar e ao pé como um todo. O uso da tecnologia está se tornando uma aliada na produção das palmilhas, pois há redistribuição plantar e conforto, ao menos os resultados são semelhantes. Através dos resultados pode-se concluir que as 3 palmilhas personalizadas aumentaram a área de migração do COP, mas também aumentaram o número da área de sensores ativados na região do médio pé e diminuíram a pressão do calcanhar que era mais elevada com a palmilha convencional. A palmilha customizada através da digitalização do pé, com a técnica de CNC e usando o material EVA mais borracha teve uma melhor diminuição da pressão do calcanhar e um acionamento de mais sensores as outras regiões do pé. Considerando que o tempo de uso das palmilhas para as análises foi reduzido, cada palmilha foi usada por um tempo de 3 semanas, e tendo em consideração que apenas

um indivíduo realizou os testes, não é possível garantir que todos os efeitos esperados serão concretizados. Apenas será possível afirmar que há uma resposta significativa após um maior tempo de uso das palmilhas e com um maior número de amostras, ou seja, indivíduos realizando o teste.

O uso da manufatura aditiva (AM) é um caminho válido a ser explorado, no entanto são poucas as investigações com o uso destas técnicas para a produção de palmilhas personalizadas, por ser um processo ainda caro e ter um número limitado de materiais. A mais valia em relação ao uso da AM, em vez da maneira tradicional, é em relação ao tempo de produção, que é mais rápido. Felizmente com o uso cada vez maior da AM tenderá a ser mais barato o processo de produção, consequentemente as palmilhas se tornarão mais baratas e o número de materiais disponíveis só tende a aumentar.

## **6.2 - Perspectivas Futuras**

Os resultados obtidos não dão uma certeza de que as palmilhas personalizadas promovem um maior bem-estar nas atividades diárias dos indivíduos e se corrigem problemas posturais, pois apenas um indivíduo participou dos testes, por isso no trabalho futuro serão realizadas análises com um maior número de indivíduos para poder validar as palmilhas produzidas para este trabalho. Será realizado também um maior número de testes para cada análise envolvendo as palmilhas, para poder certificar se houve uma melhora no controlo postural relacionado com o tempo de uso da palmilha.



# Referências

- 3dorthotics. 2016. "3D Orthotics | Orthotics." Retrieved December 16, 2016 (<http://www.3dorthotics.com.au/orthotics/>).
- Abdul Razak, Abdul Hadi, Aladin Zayegh, Rezaul K. Begg, and Yufridin Wahab. 2012. "Foot Plantar Pressure Measurement System: A Review." *Sensors (Switzerland)* 12(7):9884–9912.
- Alves, Fernando Jorge Lino. 2001. *Protoclick: Prototipagem Rápida*.
- Amfit. 2016. "Amfit Products | Impress Scanner | Amfit Where Technology Fits Perfectly." Retrieved January 1, 2016 (<http://www.amfit.com/products/impress-scanner>).
- Anon. 2013. "Foot Problems and Their Implications for Footwear Design." 90–114.
- Banwell, Helen A., Shylie Mackintosh, and Dominic Thewlis. 2014. "Foot Orthoses for Adults with Flexible Pes Planus: A Systematic Review." *Journal of foot and ankle research* 7(1):23. Retrieved (<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=4108129&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>).
- Birinci, Tansu and Sule Badilli Demirbas. 2017. "Relationship between the Mobility of Medial Longitudinal Arch and Postural Control." 51:233–37. Retrieved (<https://www.elsevier.com/locate/aott>).
- Burns, Joshua, Jack Crosbie, Robert Ouvrier, and Adrienne Hunt. 2006. "Effective Orthotic Therapy for the." 96(3):205–11.
- Chen, Roland K., Yu an Jin, Jeffrey Wensman, and Albert Shih. 2016. "Additive Manufacturing of Custom Orthoses and Prostheses-A Review." *Additive Manufacturing* 12:77–89. Retrieved (<http://dx.doi.org/10.1016/j.addma.2016.04.002>).
- Chuckpaiwong, Bavornrit, James A. Nunley, and Robin M. Queen. 2009. "Correlation Between Static Foot Type Measurements and Clinical Assessments." *Foot & Ankle International* 30(3):205–12. Retrieved (<http://fai.sagepub.com/lookup/doi/10.3113/FAI.2009.0205>).
- Cotoros, Diana, Mihaela Baritz, and Anca Stanciu. 2011. "Conceptual Analysis of Correspondence between Plantar Pressure and Corrective Insoles." 500036(11):155–58.
- Crabtree, P., V. G. Dhokia, S. T. Newman, and M. P. Ansell. 2009. "Manufacturing Methodology for Personalised Symptom-Specific Sports Insoles." *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing* 25(6):972–79. Retrieved (<http://dx.doi.org/10.1016/j.rcim.2009.04.016>).
- Cronkwright, Dean G., Martin J. Spink, Karl B. Landorf, and Hylton B. Menz. 2011. "Gait & Posture Evaluation of the Pressure-Redistributing Properties of Prefabricated Foot Orthoses in Older People after at Least 12 Months of Wear." *Gait & Posture* 34(4):553–57. Retrieved (<http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.07.016>).
- Davis, Roy B., Sylvia Öunpuu, and Peter A. DeLuca. 2008. "Analysis of Gait." *Biomechanics Principles and Applications* 114–26.
- Dhokia, V. G., S. T. Newman, P. Crabtree, and M. P. Ansell. 2010. "A Methodology for the Determination of Foamed Polymer Contraction Rates as a Result of Cryogenic CNC Machining." *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing* 26(6):665–70. Retrieved (<http://dx.doi.org/10.1016/j.rcim.2010.08.003>).
- Dixon, Sharon J. and Kate McNally. 2008. "Influence of Orthotic Devices Prescribed Using Pressure Data on Lower Extremity Kinematics and Pressures beneath the Shoe during Running." *Clinical Biomechanics* 23(5):593–600.
- Duarte, M. 2000. "Análise Estabilográfica Da Postura Ereta Humana Quasi-Estática." *Escola de Educação Física e Esporte Livre Docê*:87.
- Estabilométricos, Meio D. E.Parâmetros. 2005. "Universidade Do Vale Do Paraíba Instituto de Pesquisa E Desenvolvimento." 2005 9(4):1–108. Retrieved



- (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19656475>).
- Fonseca, Andreia Filipa. 2011. "Dissertação Avaliação de Marcha E Postura Em Reabilitação."
- Footbalance. 2016. "Dynamic Pink | FootBalance." Retrieved December 17, 2016 (<http://www.footbalance.com/products/dynamic-pink>).
- Fradet, Laetitia, Johannes Siegel, Marieke Dahl, Merkur Alimusaj, and Sebastian I. Wolf. 2009. "Spatial Synchronization of an Insole Pressure Distribution System with a 3D Motion Analysis System for Center of Pressure Measurements." *Medical & biological engineering & computing* 47:85–92.
- Francisca, Ana, Rozin Kleiner, Diana Xavier, De Camargo Schlittler, and Mónica Del Rosário Sánchez-arias. 2011. "O Papel Dos Sistemas Visual , Vestibular , Somatosensorial E Auditivo Para O Controle Postural." 19(2):349–57.
- Fried, Charles. 2016. "Foot Orthoses: Plantar Pressure Analysis for Rapid-Prototyping." College London.
- Gensole. 2016. "About | Gensole." Retrieved December 16, 2016 (<http://www.gensole.com/about/>).
- Gomes, Pedro. 2013. "Alignment of Plantar Pressure Image Sequences." (October).
- Hellstrand Tang, Ulla et al. 2014. "Comparison of Plantar Pressure in Three Types of Insole given to Patients with Diabetes at Risk of Developing Foot Ulcers - A Two-Year, Randomized Trial." *Journal of Clinical and Translational Endocrinology* 1(4):121–32.
- Hicks, Jeanne E., James A. Leonard Jr, Virginia S. Nelson, Steven V. Flsher, and Alberto Esquenazi. 1989. "Orthotic Management of Selected Disorders." *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation* 70(5-S):S210–7 1p. Retrieved (<https://acces.bibl.ulaval.ca/login?url=https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=rzh&AN=107535012&lang=fr&site=ehost-live>).
- Hu, J. and J. Lu. 2014. *Smart Polymers for Textile Applications*. Retrieved (<http://10.0.5.253/9780857097026.2.437%5Cnhttps://login.e.bibl.liu.se/login?url=https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=edselp&AN=B9780857096951500145&lang=sv&site=eds-live>).
- Iglesias, Marta Elena Losa, Ricardo Becerro de Bengoa Vallejo, and Domingo Palacios Peña. 2012. "Impact of Soft and Hard Insole Density on Postural Stability in Older Adults." *Geriatric Nursing* 33(4):264–71.
- Jumani, M. S., Shakil Shaikh, and Sadiq A. Shah. 2014. "Fused Deposition Modelling Technique (FDM) for Fabrication of Custom-Made Foot Orthoses: A Cost." 26(5):2571–76.
- Kadhim, Muayad, Laurens Holmes, and Freeman Miller. 2012. "Correlation of Radiographic and Pedobarograph Measurements in Planovalgus Foot Deformity." *Gait and Posture* 36(2):177–81. Retrieved (<http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.02.011>).
- Lee, Yu-Chi, Gloria Lin, and Mao-Jiun J. Wang. 2014. "Comparing 3D Foot Scanning with Conventional Measurement Methods." *Journal of foot and ankle research* 7(1):44. Retrieved (<http://www.jfootankleres.com/content/7/1/44>).
- Leonard Jr., James A. et al. 1999. "Prosthetics , Orthotics , and Assistive 1 . General Concepts." 70(May):195–201.
- Lo, W. T., D. P. Wong, K. L. Yick, S. P. Ng, and J. Yip. 2016. "Effects of Custom-Made Textile Insoles on Plantar Pressure Distribution and Lower Limb EMG Activity during Turning." 1–13.
- Lockard, Margery A. 1988. "Foot Orthoses." *Journal of the American Physical Therapy Association* 1866–73.
- Majumdar, Rachel et al. 2013. "Development and Evaluation of Prefabricated Antipronation Foot Orthosis." *Journal of rehabilitation research and development* 50(10):1331–42. Retrieved (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24699969>).
- Martínez-Nova, Alfonso, José Carlos Cuevas-García, Javier Pascual-Huerta, and Raquel Sánchez-Rodríguez. 2007. "BioFoot® in-Shoe System: Normal Values and Assessment of the Reliability and Repeatability." *Foot* 17(4):190–96.
- McCormick, Chris J., Daniel R. Bonanno, and Karl B. Landorf. 2013. "The Effect of Customised and Sham Foot Orthoses on Plantar Pressures."
- Melchels, Ferry P. W., Jan Feijen, and Dirk W. Grijpma. 2010. "Biomaterials A Review on Stereolithography and Its Applications in Biomedical Engineering." *Biomaterials* 31(24):6121–30. Retrieved (<http://dx.doi.org/10.1016/j.biomaterials.2010.04.050>).
- Menant, Jasmine C. et al. 2008. "Effects of Shoe Characteristics on Dynamic Stability When Walking on Even and Uneven Surfaces in Young and Older People." *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 89(10):1970–76.
- Menant, Jasmine C., Julie R. Steele, Hylton B. Menz, Bridget J. Munro, and Stephen R. Lord. 2009. "Effects of Walking Surfaces and Footwear on Temporo-Spatial Gait Parameters in Young and

- Older People." *Gait and Posture* 29(3):392–97.
- Menz, Hylton B. 2009. "Foot Orthoses: How Much Customisation Is Necessary?" *Journal of foot and ankle research* 2(ii):23.
- Ng, E. Y. L. 2013. "Foot Problems and Their Implications for Footwear Design." *Handbook of Footwear Design and Manufacture* 90–114. Retrieved (<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B978085709539850005X>).
- Nigg, Benno, Sabrina Hintzen, and Reed Ferber. 2006. "Effect of an Unstable Shoe Construction on Lower Extremity Gait Characteristics." *Clinical Biomechanics* 21(1):82–88.
- Novel. 2016a. "Emed Pedography Platforms." Retrieved November 18, 2016 (<http://novel.de/novelcontent/emed>).
- Novel. 2016b. "Pedar Sensole System." Retrieved November 18, 2016 (<http://novel.de/novelcontent/pedar>).
- Oliveira, Fernando Miguel Dias. 2013. "Efeitos de Diferentes Tipos de Órteses Plantares No Ciclo Do Caminhar." (C).
- Oliveira, Francisco P. M. and João Manuel R. S. Tavares. 2011. "Novel Framework for Registration of Pedobarographic Image Data." *Medical and Biological Engineering and Computing* 49(3):313–23.
- Pallari, J. H. P. et al. 2010. "Design and Additive Fabrication of Foot and Ankle-Foot Orthoses." 834–45. Retrieved (<https://sffsymposium.engr.utexas.edu/Manuscripts/2010/2010-71-Pallari.pdf>).
- Pallari, J. H. P., K. W. Dalgarno, and J. Woodburn. 2008. "Mass Customisation of Foot Orthoses for Rheumatoid Arthritis." *Proceedings of the 19th Annual International Solid Freeform Fabrication Symposium* 130–37.
- Pallari, Jari et al. 2009. "Rapid Manufacturing of Orthotics and Prosthetics – Is It a Good Idea?" Submitted to 5th World Conference on Mass Customization & Personalization MCPC2009.
- Paton, Joanne, Sam Glasser, Richard Collings, and Jon Marsden. 2016. "Getting the Right Balance: Insole Design Alters the Static Balance of People with Diabetes and Neuropathy." *Journal of foot and ankle research* 9:40. Retrieved (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27752287>).
- Paton, Joanne S., Elizabeth A. Stenhouse, Graham Bruce, Daniel Zahra, and Ray B. Jones. 2012. "A Comparison of Customised and Prefabricated Insoles to Reduce Risk Factors for Neuropathic Diabetic Foot Ulceration: A Participant-Blinded Randomised Controlled Trial." *Journal of foot and ankle research* 5(1):31. Retrieved (<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3554426&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>).
- Pauk, J., J. Tolstoj-Sienkiewicz, M. Ihnatouski, T. Kuzmierowski, and E. Chojnowski. 2015. "Influence of Insole Materials on Friction and Ground Reaction Force during Gait." *Journal of Friction and Wear* 36(4):319–23. Retrieved (<http://link.springer.com/10.3103/S1068366615040133>).
- Pessemdor. 2016. "Pés Sem Dor - Palmilha Sob Medida."
- Podfo. 2016. "Podfo Is Naked! Why We Don't Use Top Covers on Our Insoles." Retrieved December 16, 2016 (<http://www.podfo.com/article/2016/9/8/podfo-is-naked>).
- Pratt, D. J. 1995. "Functional Foot Orthoses." *The Foot* 5(3):101–10.
- Prieto, Thomas E. et al. 1996. "Measures of Postural Steadiness : Differences Between Healthy Young and Elderly Adults." 43(9):956–66.
- Qu, Xingda. 2015. "Impacts of Different Types of Insoles on Postural Stability in Older Adults." *Applied Ergonomics* 46(PA):38–43. Retrieved (<http://dx.doi.org/10.1016/j.apergo.2014.06.005>).
- Queen, Robin M., Nathan A. Mall, W.Mack Hardaker, and James A. Nunley. 2007. "Describing the Medial Longitudinal Arch Using Footprint Indices and a Clinical Grading System." *Foot & Ankle International* 28(4):456–62. Retrieved ([http://www.datatrace.com/e-chemtracts/emailurl.html?http://www.newslettersonline.com/user/user.fas/s=563/fp=20/tp=37?T=open\\_article,956374&P=article](http://www.datatrace.com/e-chemtracts/emailurl.html?http://www.newslettersonline.com/user/user.fas/s=563/fp=20/tp=37?T=open_article,956374&P=article)).
- Redmond, Anthony C., Karl B. Landorf, and Anne-Maree Keenan. 2009. "Contoured, Prefabricated Foot Orthoses Demonstrate Comparable Mechanical Properties to Contoured, Customised Foot Orthoses: A Plantar Pressure Study." *Journal of foot and ankle research* 2:20. Retrieved (<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=2711934&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>).
- Rosario, José Luís Pimentel. 2014. "A Review of the Utilization of Baropodometry in Postural Assessment." *Journal of Bodywork and Movement Therapies* 18(2):215–19.
- Rosenbaum, D. and H. P. Becker. 1997. "Plantar Pressure Distribution Measurements. Technical Background and Clinical Applications." *Foot and Ankle Surgery* 3(1):1–14.
- Roth, Sandor, Aron Roth, Zdravko Jotanovic, and Tomislav Madarevic. 2013. "Navicular Index for Differentiation of Flatfoot from Normal Foot." *International Orthopaedics* 37(6):1107–12.

- Saleh, Jumani Muhammad. 2013. "Cost Modelling of Rapid Manufacturing Based Mass Customisation System for Fabrication of Custom Foot Orthoses." University of Newcastle School of Mechanical and Systems Engineering.
- Salles, Andre S. and Diane E. Gyi. 2012. "Delivering Personalised Insoles to the High Street Using Additive Manufacturing." *International Journal of Computer Integrated Manufacturing* 3052(November):1–15.
- Salles, André S. and Diane E. Gyi. 2012a. "The Specification and Evaluation of Personalised Footwear for Additive Manufacturing." *Work* 41:1771–74.
- Salles, André S. and Diane E. Gyi. 2012b. "The Specification of Personalised Insoles Using Additive Manufacturing." 41:1771–74.
- Salles, Andre S., Diane E. Gyi, and Stephanie Emma Forrester. 2011. "Evaluation of the Short and Medium Term Use of Insoles for Personalised Footwear." *Footwear Science* 3(sup1):S144–45.
- Sambhav, Kumar, Puneet Tandon, and S. G. Dhande. 2011. "Computer Aided Design and Development of Customized Shoe Last." *Computer-Aided Design and Applications* 8(6):819–26.
- Schmeltzpfenning, T. and T. Brauner. 2013. "Foot Biomechanics and Gait." *Handbook of Footwear Design and Manufacture* 27–48.
- Seeley, Rod, Trent Stephens, and Philip Tate. 2003. *Anatomia E Fisiologia*. Sexta Edic.
- Shapecrunch. 2016. "Custom Insoles Arch Support | 3D Printed Custom Orthotics | Shapecrunch." Retrieved December 16, 2016 (<http://www.shapecrunch.com/>).
- Shibuya, Naohiro, Ryan T. Kitterman, Javier LaFontaine, and Daniel C. Jupiter. 2014. "Demographic, Physical, and Radiographic Factors Associated with Functional Flatfoot Deformity." *Journal of Foot and Ankle Surgery* 53(2):168–72. Retrieved (<http://dx.doi.org/10.1053/j.jfas.2013.11.002>).
- Shiller, Douglas M., Louis-Nicolas Veilleux, Mikael Marois, Laurent Ballaz, and Martin Lemay. 2017. "SENSORIMOTOR ADAPTATION OF WHOLE-BODY POSTURAL CONTROL." *Neuroscience* 356:217–28.
- Sols. 2016. "Next Gen Footwear Customization Platform | MAPP3D by SOLS." Retrieved December 16, 2016 (<http://www.sols.com/mapp3d/>).
- Sousa, Andreia S. P. et al. 2016. "Influence of Prolonged Wearing of Unstable Shoes on Upright Standing Postural Control." *Human Movement Science* 45:142–53. Retrieved (<http://dx.doi.org/10.1016/j.humov.2015.11.015>).
- Sousa, Daniela Sofia S. and João Manuel R. S. Tavares. 2007. "Faculdade de Engenharia Da Universidade Do Porto Instituto de Engenharia Mecânica E Gestão Industrial - Laboratório de Óptica E Mecânica Experimental Relatório Interno Breve Estudo Sobre Sistemas de Pedobarografia."
- Sun, Shuh Ping, Yi Jiun Chou, and Chun Chia Sue. 2009. "Classification and Mass Production Technique for Three-Quarter Shoe Insoles Using Non-Weight-Bearing Plantar Shapes." *Applied Ergonomics* 40(4):630–35. Retrieved (<http://dx.doi.org/10.1016/j.apergo.2008.05.001>).
- Tábuas, Carolina. 2012. "Análise Da Pressão Plantar Para Fins de Diagnóstico." 187. Retrieved ([https://web.fe.up.pt/~tavares/downloads/publications/teses/MSc\\_CarolinaTabuas.pdf](https://web.fe.up.pt/~tavares/downloads/publications/teses/MSc_CarolinaTabuas.pdf)).
- Tang, Simon Fuk-tan et al. 2015. "The Effects of Total Contact Insole with Forefoot Medial Posting on Rearfoot Movement and Foot Pressure Distributions in Patients with Flexible Flatfoot." *Clinical Neurology and Neurosurgery* 129:S8–11. Retrieved ([http://dx.doi.org/10.1016/S0303-8467\(15\)30004-4](http://dx.doi.org/10.1016/S0303-8467(15)30004-4)).
- Tao, Weijun, Tao Liu, Rencheng Zheng, and Hutian Feng. 2012. "Gait Analysis Using Wearable Sensors." *Sensors* 12(2):2255–83.
- Telfer, Scott et al. 2012. "Embracing Additive Manufacture : Implications for Foot and Ankle Orthosis Design."
- Telfer, Scott and James Woodburn. 2010. "The Use of 3D Surface Scanning for the Measurement and Assessment of the Human Foot." 1–9.
- Tenten-Diepenmaat, Marloes et al. 2016. "In-Shoe Plantar Pressure Measurements for the Evaluation and Adaptation of Foot Orthoses in Patients with Rheumatoid Arthritis: A Proof of Concept Study." *Gait and Posture* 45:45–50. Retrieved (<http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.12.039>).
- Vaughan, Christopher L., Brian L. Davis, and Jeremy C. O'Connor. 1999. *Dynamics of Human Gait*. Second. Kiboho.
- Wafai, Linah, Aladin Zayegh, John Woulfe, Syed Mahfuzul Aziz, and Rezaul Begg. 2015. "Identification of Foot Pathologies Based on Plantar Pressure Asymmetry." *Sensors (Basel, Switzerland)* 15(8):20392–408. Retrieved (<http://www.mdpi.com/1424-8220/15/8/20392/htm>).
- Whittle, Michael W. 2007. *Gait Analysis, An Introduction*. Fourth edi. Heidi Harrison.
- Wiivv. 2016. "Wiivv Custom Fit 3D Printed Insoles." Retrieved December 16, 2016 (<https://wiivv.com/>).
- Wong, Christopher Kevin, Rich Weil, and Emily de Boer. 2012. "Standardizing Foot-Type

- Classification Using Arch Index Values." *Physiotherapy Canada* 64(3):280–83.
- Xiong, S. and J. Zhao. 2013. "Foot Models and Measurements." *Handbook of Footwear Design and Manufacture* 72–89.
- Yalçın, Nadir, Erdiñç Esen, Ulunay Kanatli, and Haluk Yetkin. 2010. "Evaluation of the Medial Longitudinal Arch: A Comparison between the Dynamic Plantar Pressure Measurement System and Radiographic Analysis." *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica* 44(3):241–45.
- Yick, K. L. and C. Y. Tse. 2013. "Textiles and Other Materials for Orthopaedic Footwear Insoles." *Handbook of Footwear Design and Manufacture* 341–71. Retrieved (<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780857095398500176>).